

ROZPRAWY HABILITACYJNE UNIwersYTETU JAGIELLOŃSKIEGO
COLLEGIUM MEDICUM
WYDZIAŁ LEKARSKI

GRAŻYNA WIŚNIEWSKA

WSPÓŁZALEŻNOŚĆ
BIOMECHANICZNYCH WARUNKÓW
OKLUZYJNYCH NARZĄDU ŻUCIA
I METOD REKONSTRUKCYJNYCH
STOSOWANYCH W TRUDNYCH
PRZYPADKACH BEZZĘBIA SZCZĘKI
I ŻUCHWY U PACJENTÓW
W WIEKU PODESZŁYM



WYDAWNICTWO UNIwersYTETU JAGIELLOŃSKIEGO

**WSPÓŁZALEŻNOŚĆ
BIOMECHANICZNYCH WARUNKÓW
OKLUZYJNYCH NARZĄDU ŻUCIA
I METOD REKONSTRUKCYJNYCH
STOSOWANYCH W TRUDNYCH
PRZYPADKACH BEZZĘBIA SZCZĘKI
I ŻUCHWY U PACJENTÓW
W WIEKU PODESZŁYM**

Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej
Instytutu Stomatologii Wydziału Lekarskiego
Uniwersytetu Jagiellońskiego
Collegium Medicum

Kierownik Katedry: Prof. dr hab. n. med. Stanisław Majewski

ROZPRAWY HABILITACYJNE UNIwersYTETU JAGIELLOŃSKIEGO
COLLEGIUM MEDICUM
WYDZIAŁ LEKARSKI

GRAŻYNA WIŚNIEWSKA

WSPÓŁZALEŻNOŚĆ
BIOMECHANICZNYCH WARUNKÓW
OKLUZYJNYCH NARZĄDU ŻUCIA
I METOD REKONSTRUKCYJNYCH
STOSOWANYCH W TRUDNYCH
PRZYPADKACH BEZZĘBIA SZCZĘKI
I ŻUCHWY U PACJENTÓW
W WIEKU PODESZŁYM



WYDAWNICTWO UNIwersYTETU JAGIELLOŃSKIEGO

RECENZENT WYDAWNICZY

Prof. dr hab. Elżbieta Mierzwińska-Nastalska, Warszawski Uniwersytet Medyczny

PROJEKT OKŁADKI

Dorota Heliasz

REDAKTOR PROWADZĄCY

Dorota Węgierska

ADIUSTACJA JĘZYKOWO-STYLISTYCZNA

Katarzyna Jagieła

KOREKTOR

Joanna Myśliwiec

SKŁAD I ŁAMANIE

Marian Hanik

© Copyright by Grażyna Wiśniewska & Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego

Wydanie I, Kraków 2012

All rights reserved

Niniejszy utwór ani żaden jego fragment nie może być reprodukowany, przetwarzany i rozpowszechniany w jakikolwiek sposób za pomocą urządzeń elektronicznych, mechanicznych, kopiujących, nagrywających i innych oraz nie może być przechowywany w żadnym systemie informatycznym bez uprzedniej pisemnej zgody Wydawcy.

ISBN 978-83-233-3283-1



www.wuj.pl

Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego

Redakcja: ul. Michałowskiego 9/2, 31-126 Kraków

tel. 12-631-18-81, tel./fax 12-631-18-83

Dystrybucja: tel. 12-631-01-97, tel./fax 12-631-01-98

tel. kom. 506-006-674, e-mail: sprzedaz@wuj.pl

Konto: PEKAO SA, nr 80 1240 4722 1111 0000 4856 3325

*Panu Profesorowi Stanisławowi Majewskiemu,
mojemu długoletniemu kierownikowi,
bardzo dziękuję za mobilizację, życzliwość
oraz cenne uwagi w trakcie redagowania niniejszej pracy.*

SPIS TREŚCI

SKRÓTY	8
I. WPROWADZENIE	9
1. Zasadność podjętej problematyki badań	9
2. Biomechaniczne warunki okluzyjne narządu żucia	11
3. Kryteria kwalifikacji przypadków bezzębia w zależności od stanu jamy ustnej i uwarunkowań ogólnoustrojowych	15
II. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY	19
III. MATERIAŁ I METODY	21
1. Charakterystyka materiału klinicznego i metodyczny schemat realizacji badań	21
2. Pierwszy etap realizacji badań – tok postępowania protetycznego według procedury standardowej	22
3. Drugi etap realizacji badań – tok postępowania zgodnie z procedurą zmodyfikowaną w opracowaniu własnym z zastosowaniem protez wykonanych według biofunkcjonalnego systemu protetycznego	23
4. Metodyka badań instrumentalnych określających stopień odtwarzania biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia po leczeniu protetycznym	24
4.1. Komputerowa analiza okluzji z zastosowaniem urządzenia T-scan II	24
4.2. Elektromiograficzna metoda pomiaru napięcia i oceny poziomu okluzyjnej aktywności mięśni żucia	27
4.3. Metoda mechanicznego pomiaru sił okluzyjnych	29
5. Laserowa plastyka tkanek miękkich jako metoda przedprotetycznych zabiegów korygujących tkankowe struktury podłoża protetycznego	30
6. Elementy psychoterapii wspierającej proces rehabilitacji protetycznej pacjentów bezzębnych	32
7. Postępowanie zabiegowe i laboratoryjne według biofunkcjonalnego systemu protetycznego	33
8. Metody oceny statystycznej	40
IV. WYNIKI	41
1. Wyniki badań klinicznych i ich analiza statystyczna	44
2. Wyniki badań instrumentalnych i ich ocena statystyczna	52
2.1. Wyniki komputerowej analizy okluzji	53
2.2. Wyniki elektromiograficznego pomiaru napięcia i poziomu okluzyjnej aktywności mięśni żucia	61
2.3. Wyniki mechanicznego pomiaru sił okluzyjnych	71

V. OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA	85
1. Omówienie wyników badań klinicznych	85
2. Omówienie wyników badań instrumentalnych	89
VI. WNIOSKI	95
STRESZCZENIE	97
SUMMARY	103
PIŚMIENNICTWO	109
SPIS RYCIN	117
SPIS TABEL	121

Skróty

BPS	– <i>biofunctional prosthetic system</i> (biofunkcjonalny system protetyczny)
EMG	– elektromiografia
NFZ	– Narodowy Fundusz Zdrowia
stawy sż	– stawy skroniowo-żuchwowe
US	– układ stomatognatyczny

I. WPROWADZENIE

1. Zasadność podjętej problematyki badań

Dane statystyczne na temat sytuacji demograficznej na świecie wskazują, iż populacja ludności w wieku starszym znacznie wzrasta, co w odniesieniu do praktyki stomatologicznej oznacza, że zwiększa się również odsetek pacjentów bezzębnych. W raporcie z badań epidemiologicznych przeprowadzonych w latach 1998–2009 pod kierunkiem prof. M. Wierzbickiej stwierdzono, że blisko połowa Polaków powyżej 65. roku życia utraciła wszystkie zęby [42]. Podobna sytuacja występuje w wielu innych krajach europejskich, a dane prognostyczne dla Stanów Zjednoczonych przewidują, że nawet w tak wysoko rozwiniętym kraju w 2020 roku około 20 milionów ludzi w wieku dojrzałym będzie wymagało zaopatrzenia protezami całkowitymi [19, 64, 133, 142].

Najistotniejszymi czynnikami wpływającymi na przebieg i wynik leczenia bezzębia są zagadnienia związane z anatomiczno-fizjologicznymi warunkami podłoża protetycznego oraz współistnieniem zaburzeń mięśniowo-stawowych i niekorzystnych uwarunkowań związanych z wiekiem pacjentów. Stan całkowitego bezzębia jest bowiem poprzedzony stopniowymi procesami destrukcyjnymi w układziezębowym i okolicznych strukturach tkankowych, które zmieniając warunki prawidłowej okluzji, prowadzą do zaburzeń w czynności mięśni i stawów skroniowo-żuchwowych (sz) oraz procesów zanikowych w obrębie kości wyrostkówzębodołowych, które stanowią bazę dla utrzymania i stabilizacji protez całkowitych, pogarszają przez to biomechaniczne warunki do ich funkcjonowania [12, 39, 61, 134, 136, 149, 157].

U wielu pacjentów bezzębnych z powodu przeciwwskazań miejscowych i ogólnych, również ograniczeń finansowych, nie można stosować metod zaopatrzenia implantoprotetycznego, co oznacza, że wciąż jest i będzie aktualna potrzeba ulepszania tradycyjnych metod rehabilitacji protetycznej z udziałem protez całkowitych. Nadal liczna grupa pacjentów będzie potrzebowała wysokiej jakości protez całkowitych, które spełniając określone wymogi biomechaniczne, pomimo niekorzystnych warunków anatomo-fizjologicznych bezzębnej jamy ustnej, pozwolą skutecznie rehabilitować czynność żucia i mowy, a przez poprawę estetyki korzystnie wpływać na samopoczucie – stanowiąc przez to istotny element poprawy jakości życia coraz liczniejszej grupy ludzi w wieku podeszłym.

Praktyka kliniczna naszego ośrodka – Uniwersyteckiej Kliniki Stomatologicznej w Krakowie, gdzie w „trybie odwoławczym” zgłaszają się pacjenci z niepowodzeniami

dotychczasowego leczenia z licznych gabinetów terenowych województwa małopolskiego – oraz badania autorów uczelni warszawskiej obejmujące rejon Polski centralnej wskazują, że stosowane powszechnie metody zaopatrzenia protetycznego w przypadkach całkowitego bezzębia w kilkudziesięciu procentach przynoszą efekt negatywny [25, 45, 100, 111, 133, 154]. Bliższa analiza tych przypadków wskazuje, że najczęściej niepowodzeń wynika z postępowania, które można określić jako szablonowe „wykonawstwo protez” według najprostszej procedury, niezależnie od miejscowego stanu bezzębnej jamy ustnej i ogólnoustrojowych uwarunkowań związanych ze stanem zdrowia i wiekiem pacjentów.

Dlatego uwzględniając wszystkie konsekwencje, jakie powoduje całkowita utrata zębów, w pracy własnej przyjęto zasadę, że tak jak różny jest stopień zaawansowania zmian miejscowych w zakresie jamy ustnej i zmian ogólnoustrojowych starzejącego się organizmu, tak w postępowaniu terapeutycznym konieczne jest zróżnicowanie stosowanych metod.

Bogaty dorobek światowych ośrodków naukowych, w którym znaczący wkład mają także autorzy krajowi, skupia się w głównej mierze na opracowaniu technik zabiegowych, doskonaleniu materiałów i technologicznych metod wykonawczych protez całkowitych – w tym w szczególności metod ustawiania zębów zapewniających spełnienie ich wymogów mechaniczno-estetycznych [7, 39, 60, 61, 63, 78, 85, 93, 98, 111, 118–121, 134, 135, 149]. W powszechnej praktyce przekłada się to na postępowanie, które można określić jako „zaopatrzenie protetyczne” pacjentów bezzębnych protezami całkowitymi i tak też są definiowane zmierzające do tego procedury postępowania zabiegowo-laboratoryjnego opisujące metody wykonawcze oparte na sformułowanych już przed kilkudziesięcioma laty trzech teoriach: artykulacyjnej, statycznej i statyczno-artykulacyjnej [39, 76, 85, 134, 151, 157].

Nie odmawiając słuszności zarówno tym dawnym, lecz wciąż aktualnym założeniom teoretycznym, jak i różnorodnym metodom wykonawczym, na obecnym etapie rozwoju protetyki trzeba zdecydowanie przyjąć, że dla współczesnej praktyki klinicznej konieczne jest nie tylko opracowanie standardów zabiegowych i laboratoryjnych, lecz całościowe zdefiniowanie procedur, które najbardziej obrazowo można określić jako algorytm postępowania rehabilitacyjnego dla trudnych przypadków całkowitego bezzębia.

Z tych właśnie przesłanek wynikają założenia niniejszej pracy zmierzającej do naukowo udokumentowanej oceny skuteczności stosowania metod rekonstrukcyjnych bezzębia w aspekcie ich wpływu na biomechaniczne warunki okluzyjne narządu żucia. Świadomość faktu, że do takiej oceny stosowane dotąd badania kliniczne uzupełniane o subiektywne doznania pacjentów byłyby niewystarczające, w badaniach własnych zastosowano nowoczesne metody pomiarów instrumentalnych w odniesieniu do istotnych elementów biomechaniki funkcjonowania protez w szczególnie trudnych warunkach anatomo-fizjologicznych starzejącego się organizmu.

Dla tej grupy pacjentów opracowano specjalną procedurę postępowania kliniczno-laboratoryjnego, dostosowaną do przypadków, w których konwencjonalne metody leczenia protetycznego okazały się nieskuteczne. W szczególności w założonym programie badań chodziło o sprawdzenie, czy w trudnych przypadkach – kiedy w trybie postępowania konwencjonalnego nie można uzyskać równowagi czynnościowej mięśni żucia, a przez to stabilizacji protez oraz korzystnego rozkładu sił zgryzowych działających podczas żucia – zaproponowana modyfikacja okaże się skuteczna.

Wstępne obserwacje kliniczne wyników rehabilitacji narządu żucia pacjentów bezzębnych, u których zarówno zabiegi kliniczne, jak i czynności laboratoryjne realizowano według proponowanej procedury, były na tyle zachęcające, iż podjęto badania, których celem było dostarczenie obiektywnych danych co do możliwości optymalizacji biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia poprzez zastosowanie zmodyfikowanej procedury postępowania kliniczno-laboratoryjnego w trudnych przypadkach bezzębna, jakie występują u pacjentów w wieku podeszłym.

2. Biomechaniczne warunki okluzyjne narządu żucia

Biomechanika, nazwana również mechaniką organizmów żywych, to interdyscyplinarna nauka o ruchu oraz związanych z nim obciążeniach i ich skutkach, a także mechanizmach wywołujących stan ruchu [8, 9, 14, 17, 18, 82]. Biomechanika medyczna, inaczej biomechanika kliniczna, zajmuje się zastosowaniem biomechaniki w profilaktyce, diagnostyce, leczeniu oraz rehabilitacji organizmu ludzkiego [9, 86]. W odniesieniu do stomatologii zasady biomechaniki klinicznej mają zastosowanie do analizy ruchów i obciążeń generowanych podczas rozlicznych funkcji w obrębie układu stomatognatycznego (US).

Biomechaniczne warunki narządu żucia określane są na podstawie analizy okluzji, stanu napięcia i pracy mięśni oraz dynamiki stanów artkulacyjnych żuchwy [14, 16, 17, 101, 105, 107]. Układ ten w warunkach normy fizjologicznej może pracować bez zakłóceń jedynie wówczas, jeżeli poszczególne jego człony są w pełni sprawne i pracują zgodnie z anatomicznym i fizjologicznym przeznaczeniem. Praca i napięcie mięśni odpowiedzialnych za ruchy żuchwy są koordynowane poprzez ośrodkowy układ nerwowy, a przebieg ruchów jest uzależniony od budowy i indywidualnych cech topograficznych stawów sz, kształtu łuków zębowych, przebiegu powierzchni okluzyjnej, wysokości zwarcia oraz rzeźby powierzchni żujących zębów. W warunkach prawidłowych parametry te w jednoznaczny sposób określają przestrzenne relacje żuchwy do szczęki (a więc i przeciwstawnych łuków zębowych) we wszystkich jej położeniach zwarciowych i w trakcie ruchów wolnych. Regulacja napięcia mięśniowego i czasu skurczu lub rozkurczu odbywa się na drodze odruchów wyzwalanych przez receptory znajdujące się we wrzecionach mięśniowych, ścięgnach, powięziach i torebce stawowej oraz w tkankach przyzębia, miazdze zębów i błonie śluzowej. Receptory te są pobudzane statyczną i dynamiczną pracą mięśni, a następnie przetwarzane w bodźce odśrodkowe, wychodzące z jądra ruchowego znajdującego się w móście i są przekazywane do zakończeń nerwowych w mięśniach, co powoduje ich skurcz izometryczny lub izotoniczny. Mechanizm ten odgrywa ważną rolę regulatora biomechanicznych warunków żucia, decyduje bowiem o rozpoczęciu ruchu, jego nasileniu (sile napięcia mięśni) i kierunku, zapewniając precyzyjną kontrolę ruchów żuchwy [75, 76, 78, 80, 81]. Przyjmuje się, że optymalny model okluzji z punktu widzenia biomechaniki to stan, w którym dochodzi do maksymalnego i równoczesnego kontaktu powierzchni zwarciowych zębów przy minimalnym napięciu mięśni [80, 81, 84, 147]. Napięcie mięśni można zmierzyć za pomocą elektromiografii (EMG), która poprzez rejestrację ich aktywności bioelektrycznej pozwala na zbadanie:

- symetrii czynnościowej mięśni homologicznych;
- synergii działania grup mięśni agonistycznych i antagonistycznych;
- kolejności i stopnia udziału poszczególnych mięśni w określonych ruchach [11, 21, 22, 31, 36, 52, 95, 104, 106, 119, 130, 131].

Na podstawie badań EMG u osób ogólnie zdrowych, u których występowały prawidłowe warunki okluzyjne, określono, że potencjały elektryczne mięśni żwaczy będące wyrazem stanu ich napięcia osiągają wartość 1,4–1,9 μV w ułożeniu spoczynkowym żuchwy, 2,8 μV w pozycji okluzji centralnej oraz 210 μV u mężczyzn i 150 μV u kobiet podczas maksymalnego nagryzania. Natomiast mięśnie skroniowe generują w ułożeniu spoczynkowym żuchwy wartość 1,9 μV , w pozycji okluzji centralnej 6,5 μV , a podczas maksymalnego nagryzania 181,9 μV [22]. Wartości te przyjmuje się jako normę fizjologiczną.

Według nomenklatury używanej w biomechanice siły generowane przez mięśnie żwaczowe, przekazywane na kontakty międzyzębowe podczas zwarcia zębów szczęki i żuchwy, określane są jako siły okluzyjne (zwarciove). Wielkość tych sił należy do najczęściej badanych parametrów biomechaniki US, co wynika z łatwej dostępności do badanego obszaru i stosunkowo prostych technik pomiarowych. Dane uzyskane z tych pomiarów dotyczące wartości sił zwarciowych generowanych w narządzie żucia są jednak różne, gdyż zależą zarówno od cech zastosowanego siłomierza, jak i wielu czynników zmiennych: stopnia zmęczenia mięśni unoszących żuchwę, zmiany kąta odwodzenia oraz wielkości rozwarcia szczęk w końcowej fazie pomiaru [10, 13, 15, 17, 18, 20, 27, 28, 65–67, 87, 88, 103, 105, 139, 140, 144]. Uwzględnienie tych wartości w konstrukcji urządzeń zwanych siłomierzami jest ważnym elementem ich przydatności w prowadzonych analizach biomechaniki narządu żucia [15, 17, 66, 67].

Wartości sił zgryzowych zależą także od indywidualnych cech morfologii twarzoczaszki. I tak, osoby o dużym przednio-tylnym wymiarze twarzy, dużym kącie międzysiecznym, zwiększonym wymiarze dolnego odcinka twarzy generują relatywnie wysokie wartości sił zgryzowych [10, 43, 56, 138, 140, 143]. Średnie wartości maksymalnych sił zgryzowych mierzone z zastosowaniem specjalnej konstrukcji siłomierza (opis w części metodycznej) u osób zdrowych wynoszą w okolicy zębów siecznych ok. 200 N u kobiet i 260 N u mężczyzn w okolicy zębów trzonowych odpowiednio 260 N i 380 N [17, 18, 66, 105].

Zarówno praca mięśni, jak i siły przez nie generowane są ściśle skorelowane z morfologicznymi parametrami okluzji. Za normę określającą warunki okluzji centralnej przyjmuje się kontakty zębów w bocznych strefach podparcia odpowiadające pierwszej klasie Angle'a, przy czym maksymalne zaguzkowanie zębów (okluzja centralna) występuje w płaszczyźnie środkowej, co przestrzennie odpowiada położeniu żuchwy w pozycji centralnej. Zęby żuchwy kontaktują się wtedy ze swoimi odpowiednikami w szczęce oraz zębami stojącymi wcześniej w łuku, z wyjątkiem dolnych zębów siecznych przyśrodkowych, natomiast zęby szczęki kontaktują się ze swoimi odpowiednikami w żuchwie i z zębami stojącymi dystalnie, z wyjątkiem ostatnich zębów trzonowych górnych. Z funkcjonalnego punktu widzenia za prawidłowy kontakt uznaje się nożycowe zachodzenie zębów siecznych górnych około 2,0 mm w kierunku pionowym (zachodzenie sieczne) i w kierunku przednio-tylnym (tzw. pole okluzyjne). Odległość ta zapewnia kontakt pomiędzy powierzchnią podniebienną zębów siecznych górnych i brzegami siecznymi zębów dolnych, podczas mocnego zaciśnięcia zębów bocznych,

tj. przy znacznej sile zwarciowej. Jako prawidłowy uznaje się również tzw. zgryz prosty, czyli linijny kontakt brzegów zębów siecznych górnych i dolnych w okluzji centralnej [75, 76, 78, 81].

Na podstawie analizy wyników badań przeprowadzonych wśród licznej grupy osób bez zaburzeń i wad zgryzowych stwierdzono, że w około 10% przypadków występuje zgodność pomiędzy dotylnym (retruzyjnym) położeniem kontaktowym żuchwy a jej położeniem centralnym, czyli pozycją w maksymalnym zaguzkowaniu zębów. W pozostałych 90% przypadków stwierdza się brak takiej zgodności. Pomiedzy tymi dwoma położeniami żuchwy występuje fizjologiczny poślizg środkowy, zwany także poślizgiem centralnym. Poślizg pomiędzy dotylnym położeniem kontaktowym żuchwy a okluzją centralną odbywa się w płaszczyźnie środkowej, z równoczesnym kontaktem obustronnym zębów bocznych, bez przeszkód okluzyjnych [71, 75, 76, 78, 81]. Odległość pomiędzy dotylnym położeniem kontaktowym żuchwy a maksymalnym zaguzkowaniem zębów jest wielkością indywidualną. W obydwu tych pozycjach powinien być zapewniony kontakt zębów bocznych, jednak bez kontaktu zębów przednich.

W pozycji okluzji centralnej dochodzi do równomiernego, bezpośredniego kontaktu zębów przeciwstawnych, co zapewnia zrównoważone obciążenie przyzębia, z przewagą sił działających w kierunku pionowym, tj. wzdłuż osi długich zębów w strefach podparcia. Taki stabilny kontakt w okluzji centralnej występuje w warunkach normy morfologicznej, co zapewnia przestrzenne, wielopunktowe podparcie zębów przeciwstawnych, a także gwarantuje fizjologiczne przenoszenie sił okluzyjnych na kość wyrostków żębołowych. Jest to korzystny układ z punktu widzenia biomechaniki, gdyż siły wywierane na zęby podczas aktu żucia zapewniają fizjologiczny nacisk na aparat zawieszeniowy zębów szczęki i żuchwy. W takich warunkach dochodzi do symetrycznej i zsynchronizowanej pracy mięśni żwaczowych [75, 76, 78, 81]. Na podstawie badań pacjentów z pełnym uzębieniem naturalnym przyjęto, że obciążenie obu stron łuku zębowego powinno wynosić po prawej i lewej jego stronie po 50%, co zapewnia symetryczne obciążenie i optymalny rozkład sił okluzyjnych [16, 50, 53–55, 101].

Warunki biomechaniczne definiowane dla przypadków w normie fizjologicznej, tj. z pełnymi łukami zębowymi i niezaburzonymi funkcjami narządu żucia, ulegają radykalnej zmianie w momencie całkowitej utraty uzębienia. U pacjentów bezzębnych dochodzi do zmian zanikowych w zakresie podłoża kostnego i tkanek miękkich oraz zaburzeń funkcji układu mięśniowo-nerwowego i stawów sz. Ma to związek z brakiem mechanicznych bodźców czynnościowych, jakich dostarcza czynność żucia. Z punktu widzenia biomechaniki planowaną rekonstrukcję uzębienia dodatkowo komplikuje utrata warunków stabilizujących wzajemne relacje przestrzenne szczęki i żuchwy oraz odmienny zanik wyrostków żębołowych, co doprowadza do znacznej ich dysproporcji [12, 30, 38, 39, 58, 72, 78, 97, 117, 134, 149, 150].

Głównym celem rehabilitacji protetycznej pacjentów bezzębnych jest przywrócenie warunków biomechanicznych narządu żucia poprzez zastosowanie rozwiązań konstrukcyjnych najbardziej sprzyjających realizacji tego celu. W szczególności dotyczy to dążenia do wytworzenia warunków dla zrównoważonej pracy mięśni poprzez równomierny rozkład sił przez nie generowanych, co musi być ściśle skorelowane z retencją protez na podłożu oraz odpowiednią konfiguracją powierzchni okluzyjnej. W związku z tym w kliniczno-laboratoryjnym postępowaniu protetycznym dąży się do takiego ukształtowania protez całkowitych, aby w trakcie czynności dochodziło do równomiernego kontaktu

okluzyjnego zębów górnych i dolnych, dzięki czemu powstające siły będą skierowane pionowo i spowodują dociskanie uzupełnień protetycznych do podłoża.

Jest to zasadniczy wymóg biomechaniki funkcjonowania protez, jednak w praktyce trudny do spełnienia w niekorzystnych warunkach, jakie występują w jamie ustnej pacjentów bezzębnych z powodu zmian morfologicznych i funkcjonalnych ujawniających się po utracie zębów, szczególnie w wieku podeszłym. W dotychczasowych opracowaniach na ten temat podkreśla się konieczność stosowania specjalnych technik wyciskowych i takich metod ustawiania zębów, które mogą zapewnić optymalne warunki dla zrównoważonej okluzji [7, 38, 58, 60, 61, 63, 67, 83, 85, 98, 111, 134, 135].

Z obserwacji klinicznych wiadomo, że częstą przyczyną niepowodzeń w leczeniu pacjentów bezzębnych jest niewłaściwy dobór metod na etapie ustalania relacji przestrzennych – pionowych i poziomych – żuchwy względem szczęki i przenoszenia tych danych do laboratorium. W praktyce własnej oraz w realizacji tej pracy stosowano metodę wewnątrzustnej rejestracji zwarcia, co w połączeniu z techniką pomiarową z zastosowaniem łuku twarzowego umożliwia precyzyjny montaż modeli w stosunku do osi zawiasowych stawów sz i indywidualne odtworzenie warunków okluzyjnych w laboratorium [39, 61, 76, 78, 81, 85, 98, 111, 118, 119, 134, 148, 157]. Słuszność takiego postępowania potwierdzają autorzy podający, że konstrukcje protetyczne wykonywane na takich systemach modelowych spełniają podstawowe wymogi określające biomechaniczne warunki funkcjonowania protez całkowitych [35, 61, 76, 78, 81, 98, 111, 119, 134].

Znaczący wpływ na fiksację i stabilizację protez całkowitych, a zarazem jej funkcjonalną wydolność w trakcie aktu żucia i wyzwalone siły zwarciowe ma ukształtowanie powierzchni okluzyjnej związanej ze sposobem ustawienia zębów. Ogólnie w rekonstrukcji uzębienia w protezach całkowitych obowiązuje koncepcja okluzji zrównoważonej, która zapewnia obustronne kontakty zębów zarówno po stronie pracującej, jak i balansującej, a także w obrębie zębów bocznych, przy doprzednich ruchach żuchwy. To zrównoważenie okluzji teoretycznie spełnia wymogi biostatyki, lecz w praktyce niekoniecznie gwarantuje stabilizację protez na podłożu podczas czynności narządu żucia z uwagi na złożoność zachodzących wówczas procesów, w tym funkcji mięśni i stawów sz [40, 45, 61, 75, 76, 78, 137, 148, 149, 151, 154].

Całkowita utrata zębów i postępujący wraz z tym proces zanikowy dotyczy nie tylko struktur kostnych, ale również mięśni. Zbadano, że u osób bezzębnych dochodzi do obniżenia aktywności elektrycznej mięśni o połowę w porównaniu z osobami z uzębieniem naturalnym [5, 11, 26, 96, 104, 128, 130]. Podobne obserwacje dotyczą wielkości generowanych sił okluzyjnych [17, 57, 66, 67, 94, 126, 127, 131]. Taki stan rzeczy wynika nie tylko ze złej stabilizacji protez na podłożu, ale jest też związany ze zmianami zanikowymi w samych mięśniach. Z wiekiem dochodzi do znacznego zmniejszenia wymiaru poprzecznego mięśni, co wynika ze zmian zwyrodnieniowych włókien mięśniowych. Ulega zmianie proporcja między wielkością kurczliwej części mięśni i ścięgien, przy czym skróceniu ulega część kurczliwa mięśnia, a wzrasta długość ścięgien. Tym zmianom anatomicznym towarzyszą zmiany czynnościowe, które objawiają się zmniejszoną siłą mięśni, osłabieniem odruchów i wydłużonym czasem reakcji nerwowej. Z wiekiem nasilają się również objawy zmęczenia mięśni, pogorszenie ich koordynacji i zmniejszenie zdolności adaptacyjnych do zmieniających się warunków anatomicznych [12, 31, 36, 57, 58, 94].

Wszystko to z jednej strony wskazuje na skalę trudności w odtwarzaniu warunków biomechanicznych narządu żucia u pacjentów bezzębnych z zastosowaniem protez całkowitych, a z drugiej stawia wiele zasadniczych pytań co do skuteczności stosowanych dotąd metod rekonstrukcyjnych, w tym procedur kliniczno-laboratoryjnych i czynności zabiegowych, w szczególności zaś tych, które mogłyby być polecane do stosowania w trudnych przypadkach bezzębia u pacjentów w podeszłym wieku.

Dotychczasowe oceny w tym zakresie formułowano głównie na podstawie obserwacji klinicznych uzupełnianych subiektywnymi odczuciami pacjentów. Metody te mają oczywiste znaczenie dla praktyki protetycznej, lecz nie mogą stanowić podstawy do formułowania wniosków co do biomechanicznych aspektów funkcjonowania narządu żucia po zastosowaniu konkretnego rodzaju konstrukcji protez, gdyż wymaga to analiz opartych na wynikach pomiarów instrumentalnych dostarczających liczbowych danych obiektywnych.

Ponieważ możliwości takie stwarzają dostępne współcześnie narzędzia badawcze, takie jak: EMG, komputerowy system T-scan i specjalny instrument do pomiaru sił zwarciowych, w ramach niniejszej pracy podjęto badania mające za zadanie dostarczenie nowych informacji uzupełniających obecny stan wiedzy w tym zakresie. I tak, o ile ogólnie wiadomo, że rodzaj stosowanych metod zabiegowych, materiałów i sposób ustawiania zębów ma wpływ na utrzymanie protezy na podłożu, o tyle udokumentowane badaniami porównanie biomechanicznych parametrów określających funkcjonalną sprawność narządu żucia po zastosowaniu różnych metod postępowania kliniczno-laboratoryjnego dostarcza obiektywnych danych do konkretnych decyzji terapeutycznych.

Dążenie do metodycznego udowodnienia wagi wyboru metod rekonstrukcyjnych dla zapewnienia funkcjonalnie najwłaściwszych warunków okluzyjnych w trudnych przypadkach bezzębia było zatem inspiracją do podjęcia tego tematu w niniejszej pracy.

3. Kryteria kwalifikacji przypadków bezzębia w zależności od stanu jamy ustnej i uwarunkowań ogólnoustrojowych

Niniejsza praca w założeniach przewiduje sprawdzenie, jaka procedura postępowania kliniczno-laboratoryjnego byłaby najwłaściwsza do polecenia w szczególnie trudnych warunkach do uzyskania pozytywnego wyniku rehabilitacji protetycznej, przejawiającego się zarówno satysfakcjonującą oceną kliniczną, jak i dobrymi parametrami biomechaniki zastosowanych protez. Założenie takie jest efektem długoletnich obserwacji klinicznych, na podstawie których można stwierdzić, że w dobrych warunkach morfologicznych jamy ustnej i przy pozytywnych cechach ogólnoustrojowych danego pacjenta zadowalające wyniki leczenia protetycznego można osiągnąć niezależnie od zastosowanej metody, pod warunkiem że wszystkie procedury kliniczno-laboratoryjne zostały zrealizowane poprawnie.

Ta praca obejmuje przypadki określone jako trudne, w których metodami rutynowego postępowania protetycznego według ogólnie przyjętych procedur standardowych nie udało się uzyskać pozytywnych wyników.

Dlatego na wstępie konieczne jest wyjaśnienie, jakimi kryteriami posługiwano się, kwalifikując pacjentów do badania – jako przypadki „trudne” pod względem terapeutycznym.

W potocznej terminologii medycznej terminem „przypadek” określa się pacjenta wraz z jego dolegliwością. Używany w praktyce protetycznej termin „przypadki protetyczne” odnosi się do pacjentów z zaburzeniami morfologiczno-czynnościowymi w obrębie narządu żucia, które wymagają leczenia metodami protetycznymi. Ze względu na stopień zaawansowania tych zaburzeń oraz trudności diagnostyczno-terapeutyczne przypadki te – podobnie jak w innych specjalnościach – kwalifikuje się jako proste (niepowikłane) lub trudne (powikłane), przy czym podstawą tej kwalifikacji jest ocena podmiotowych i przedmiotowych danych charakteryzujących zarówno stan miejscowy dotyczący jamy ustnej i całego US, jak i ogólny stan zdrowia pacjenta [72, 78].

W katedrze krakowskiej klasyfikację tę przyjęto także w odniesieniu do przypadków bezzębna. W ocenie stanu miejscowego punktem wyjścia jest określenie typu podłoża śluzówkowo-kostnego według kryteriów zdefiniowanych przez Supple’a, uzupełnione określeniem wzajemnych stosunków wyrostków zębodołowych szczęki i żuchwy względem siebie i w odniesieniu do płaszczyzny Campera. Ponadto ważnym elementem tej klasyfikacji jest uwzględnienie ogólnych danych charakteryzujących pacjenta, takich jak: wiek, stan zdrowia oraz niektóre cechy osobowości [72, 76, 78, 150].

Według tych kryteriów ogólnych o zakwalifikowaniu pacjentów do określonej grupy decydują poniższe dane szczegółowe uzyskane na podstawie wywiadu, badania klinicznego i badań dodatkowych.

Grupa pierwsza:

- wyrostki zębodołowe szczęki i żuchwy (o równoległych lub nieznacznie zbieżnych stokach) są dobrze zachowane, guzy wyrostków zębodołowych szczęki wysokie i szerokie, podniebienie twarde wysokie lub średnio wysokie, a dno jamy ustnej głębokie;
- błona śluzowa podłoża protetycznego jest sprężysta i nieprzesuwalna, przyczepy mięśni i wędzidełek umieszczone u podstawy wyrostków zębodołowych oraz prawidłowo napięte mięśnie policzków, warg i języka;
- podłoże śluzówkowo-kostne odpowiada klasie I według Supple’a;
- wyrostki zębodołowe ułożone równoległe względem siebie i w stosunku do linii Campera, brak lub występowanie tylko nieznacznego stopnia dysproporcji wielkości wyrostka zębodołowego szczęki i żuchwy;
- dobry ogólny stan zdrowia oraz pozytywne cechy osobowości pacjenta, takie jak zrównoważenie, cierpliwość i skłonność do współpracy oraz tolerowania przejściowych niewygód.

Grupa druga:

- wyrostki zębodołowe szczęki i żuchwy znacznie lub całkowicie zanikłe, guzy wyrostków zębodołowych szczęki niskie, wąskie lub niezaznaczone, podniebienie twarde płaskie z wydatnym wałem podniebiennym;
- błona śluzowa podłoża protetycznego cienka, wiotka i nadmiernie przesuwalna lub przerośnięta w tzw. działło ruchome, przyczepy mięśni i wędzidełek zlokalizowane na grzbiecie lub blisko szczytu wyrostka, słabe napięcie policzków, warg i języka, który wykazuje cechy kompensacyjnego przerostu;
- podłoże śluzówkowo-kostne odpowiada III i IV klasie według Supple’a;

- dysproporcja ułożenia wyrostków szczęki i żuchwy względem siebie w płaszczyźnie poziomej, czołowej i strzałkowej;
- wiek podeszły, zły ogólny stan zdrowia i ujemne cechy osobowości pacjenta, takie jak: niecierpliwość, nie zrównoważenie emocjonalne, stany depresyjne, złe znoszenie niewygód i niechęć do współpracy podczas leczenia.

Z doświadczenia wiadomo, że zarówno przebieg leczenia, jak i rokowanie po zastosowaniu protez u pacjentów z grupy pierwszej są pomyślne. Dobrze zachowane wyrostki żębodołowe, odpowiednio wysklepione podniebienie i głębokie dno jamy ustnej, a także przebieg strefy neutralnej i przyczep wędzidełek u podstawy wyrostków oraz odpowiednia konsystencja błony śluzowej i prawidłowe napięcie mięśni – wszystko to stwarza dobre warunki miejscowe do wytworzenia równowagi i współdziałania tzw. sił biologicznych w stabilizacji i utrzymaniu protez na podłożu. Przy braku dysproporcji między wyrostkami żębodołowymi szczęki i żuchwy, także ich wzajemnym równoległym ułożeniu, siły, jakie powstają przy kontakcie żębów przeciwstawnych, są skierowane prostopadle do wyrostków żębodołowych, co spełnia jeden z ważnych warunków biomechaniki protez. Istotne znaczenie ma też dobry ogólny stan zdrowia pacjenta, gdyż w organizmie zdrowym także błona śluzowa podłoża protetycznego jest biologicznie wartościowa, elastyczna, odporna na odbiór sił mechanicznych, co zapewnia występowanie zjawisk adhezji i kohezji jako istotnych sił utrzymujących protezy. Korzystny wpływ na przebieg i wynik leczenia ma również dobry stan psychiczny, ponieważ pacjent emocjonalnie zrównoważony, cierpliwy, tolerujący przejściowe niewygody, z dobrą motywacją do podjętego leczenia szybciej zaadaptuje się do protez mimo początkowych trudności w ich użytkowaniu.

Trudności w leczeniu i gorsze rokowanie co do jego wyników u pacjentów z grupy drugiej mają związek ze złymi warunkami podłoża w jamie ustnej do funkcjonowania protez oraz niekorzystnym ogólnym stanem zdrowia pacjenta, zwłaszcza w wieku podeszłym. Zanikłe wyrostki żębodołowe, płaskie podniebienie i płytkie dno jamy ustnej, a także nieprawidłowe wzajemne ułożenie przestrzenne szczęki i żuchwy stwarzają, z punktu widzenia biomechaniki, złe warunki do fiksacji i stabilizacji protez, a przez to ich utrzymania na podłożu. Przesunięcie przyczepu błony śluzowej i wędzidełek w kierunku szczytu wyrostka zawęża pole nieruchomej błony śluzowej. Błona ruchoma, przemieszczając się zależnie od skurczu mięśni, działa na płytę wyważająco. Niekorzystny wpływ wywierają też zmiany rozrostowe i nadmierna podatność uciskowa błony śluzowej, gdyż w znacznej mierze redukuje to adhezję, kohezję i podciśnienie pod płytą protezy. W takich przypadkach stan podłoża wymaga wcześniejszych zabiegów korekcyjnych.

Prócz niekorzystnych warunków miejscowych dodatkowe trudności w uzyskaniu pozytywnego efektu leczenia tej grupy pacjentów wynikają z zaawansowanego wieku, współistniejących schorzeń ogólnoustrojowych i niekorzystnych cech osobowości. Takie choroby ogólne, jak: cukrzyca, schorzenia przewodu pokarmowego i neurologiczne, predysponują do niekorzystnych zmian w tkankach jamy ustnej, zmniejszenia ich zdolności regeneracyjnych i przystosowawczych. Dodatkowe utrudnienia występują u pacjentów nadmiernie pobudliwych, niecierpliwych czy – jak w wieku podeszłym – apatycznych.

II. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Głównym celem pracy było udokumentowane badaniami wskazanie możliwości optymalizacji biomechanicznych parametrów okluzyjnych narządu żucia w trudnych przypadkach bezzębia poprzez stosowanie specjalnych procedur postępowania kliniczno-laboratoryjnego w rehabilitacji protetycznej pacjentów w wieku podeszłym.

Dlatego, oprócz praktykowanej zwykle subiektywnej oceny klinicznej, zaplanowano przeprowadzenie zobiektywizowanych badań instrumentalnych w celu uzyskania szczegółowych danych pozwalających na ocenę, czy efektem postępowania według ściśle zdefiniowanej procedury będzie uzyskanie odpowiednio korzystnych parametrów biomechanicznych, określających funkcjonalną sprawność narządu żucia wyrażającą się poprawą wartości sił zgryzowych i zrównoważoną czynnością mięśniową. Są to bowiem podstawowe warunki stabilizacji i czynnościowej sprawności stosowanych protez.

Na podstawie wyników tak zaplanowanych badań założono uzyskanie udokumentowanej odpowiedzi na ważne dla praktyki klinicznej pytania szczegółowe:

- Czy zastosowanie protez całkowitych wykonanych według specjalnych procedur postępowania kliniczno-laboratoryjnego w biofunkcjonalnym systemie protetycznym, z wewnątrzustną rejestracją zwarcia i przenoszeniem warunków okluzyjnych do artykulatora z użyciem łuku twarzowego ma wpływ na przywrócenie biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia w stopniu umożliwiającym ich sprawne funkcjonowanie?
- Czy przedprotetyczna korekta podłoża tkankowego bezzębnej jamy ustnej oraz uwzględnienie elementów psychoterapii wspierającej wpływa na pozytywny wynik rehabilitacji protetycznej pacjentów w wieku podeszłym?
- Czy takie metody badań instrumentalnych narządu żucia, jak: komputerowa analiza okluzji za pomocą urządzenia T-scan, pomiar sił zgryzowych specjalnym urządzeniem mechanicznym oraz elektromiograficzna ocena aktywności mięśniowej pozwalające ocenić biomechaniczne parametry czynnościowej wydolności narządu żucia mogą być przydatne w diagnostyce bezzębia i protetycznej rehabilitacji pacjentów bezzębnych?

Założoną tezę pracy jest pozytywna odpowiedź na powyższe pytania. Na tej podstawie będzie można wnioskować, czy zaproponowana procedura (algorytm) postępowania rehabilitacyjnego może być polecana do stosowania w trudnych warunkach podłoża protetycznego bezzębnej jamy ustnej, w szczególności u pacjentów z miejscowo i ogólnie niekorzystnymi uwarunkowaniami wynikającymi z ich podeszłego wieku.

III. MATERIAŁ I METODY

1. Charakterystyka materiału klinicznego i metodyczny schemat realizacji badań

Zgodnie z założeniami pracy badania przeprowadzono wśród pacjentów bezzębnych grupy drugiej według klasyfikacji Majewskiego – przypadki trudne z uwagi na niekorzystne dla funkcjonowania protez miejscowe warunki podłoża protetycznego w jamie ustnej i uwarunkowania ogólnoustrojowe związane z wiekiem i ogólnym stanem zdrowia (opis w rozdz. I pkt 3).

Ogółem pełnym cyklem badań objęto 30 osób w przedziale wiekowym 65–80 lat. Zaplanowany cykl badań realizowano w dwóch etapach. Najpierw wszyscy pacjenci zostali zaopatrzeni protezami całkowitymi wykonanymi w trybie postępowania tradycyjnego, to znaczy według ogólnie stosowanych i refundowanych przez Narodowy Fundusz Zdrowia (NFZ) standardowych procedur kliniczno-laboratoryjnych zgodnie z opisem przedstawionym w rozdziale I pkt 2. Po 3-miesięcznym okresie użytkowania tych protez przeprowadzono instrumentalne pomiary wartości biomechanicznych parametrów okluzyjnych oraz kliniczną ocenę wyników tego etapu leczenia. Następnie przeprowadzono zabiegi korygujące w zakresie tkanek podłoża protetycznego jamy ustnej i przystąpiono do realizacji drugiego etapu pracy, w którym zastosowano protezy wykonane według zasad biofunkcjonalnego systemu protetycznego (*biofunctional prosthetic system* – BPS) oraz wdrożono cykl badań klinicznych i instrumentalnych zgodnie ze ściśle określonym harmonogramem czasowym (opis dalej).

W założeniach metodycznych realizacji projektu pracy przyjęto zatem porównanie efektów leczenia – ze szczególnym akcentem na odtworzenie biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia – z zastosowaniem protez całkowitych wykonanych według dwóch odmiennych koncepcji postępowania kliniczno-laboratoryjnego.

Przy takiej koncepcji metodycznej realizowanego projektu nie było konieczności wyodrębniania specjalnej grupy kontrolnej (czyli odrębnej grupy pacjentów), gdyż właściwszy materiał porównawczy do oceny zmodyfikowanego postępowania kliniczno-laboratoryjnego mogły stanowić wyniki analizy jej terapeutycznej skuteczności odnoszące się do uprzednio stosowanej metody postępowania w tej samej grupie osób badanych (tych samych pacjentów). Wymogi jednorodności należało również zachować co do płci badanych osób, gdyż najważniejszym elementem obiektywizacji analiz porównawczych były pomiary biomechanicznych parametrów okluzyjnych użytkowników protez, a ich wyniki odnoszono do określonych odrębnymi badaniami norm fizjologicznych, które są znacząco różne dla kobiet i mężczyzn (zob. rozdz. I pkt 2).

2. Pierwszy etap realizacji badań – tok postępowania protetycznego według procedury standardowej

Na podstawie wywiadu i badania klinicznego oraz analizy zdjęć pantomograficznych do badań w ramach niniejszego projektu kwalifikowano pacjentów, u których stwierdzono niekorzystne warunki anatomo-fizjologiczne bezzębnej jamy ustnej i niekorzystne uwarunkowania ogólnoustrojowe co do rokowania leczenia protetycznego, tj. przypadki grupy drugiej według klasyfikacji Majewskiego. Kryteria tej klasyfikacji opisano w rozdz. I pkt 3.

Następnie przeprowadzono leczenie protetyczne z zastosowaniem protez wykonanych według następujących etapów standardowej procedury postępowania kliniczno-laboratoryjnego:

- pobranie wycisków anatomicznych masami alginatowymi na standartowych łyżkach wyciskowych;
- wykonanie łyżek indywidualnych;
- pobranie wycisków czynnościowych na łyżkach indywidualnych z użyciem mas tlenkowo-cynkowo-eugenolowych;
- wykonanie modeli roboczych i wzorników zwarciovych;
- wyznaczenie wysokości zwarciowej i przebiegu płaszczyzny protetycznej oraz rejestracja przestrzennej pozycji żuchwy w okluzji centralnej na podstawie testów klinicznych i pomiarów artkulometrycznych;
- artkulacja modeli i ustawienie zębów;
- kontrola protez próbnych w jamie ustnej pacjenta;
- polimeryzacja i końcowa obróbka protez;
- oddanie protez i pouczenie pacjenta o sposobie użytkowania oraz wyznaczenie harmonogramu wizyt kontrolnych;
- wizyty kontrolne, w trakcie których dolegliwości związane z urazem mechanicznym (np. odleżyny) i występujące przeszkody okluzyjne eliminowano poprzez stosowne korekty.

Skuteczność leczenia z zastosowaniem uzupełnień protetycznych wykonanych według powyższej procedury oceniano na podstawie kryteriów klinicznych i subiektywnej oceny ich funkcjonowania przedstawionej przez pacjentów, z uwzględnieniem wyników badań instrumentalnych obejmujących: analizę okluzji z użyciem aparatu T-scan, elektromiograficzny pomiar napięcia mięśni i mechaniczny pomiar sił żucia, które przeprowadzono po 3-miesięcznym użytkowaniu protez.

W ocenie klinicznej uwzględniono liczbę i jakość przeprowadzonych korekt, utrzymanie protez na podłożu i ich oddziaływanie na tkanki jamy ustnej, trafność ustalonej wysokości zwarcia i przebiegu powierzchni okluzyjnej oraz ogólny efekt wymowy i estetyki. W subiektywnej ocenie na podstawie informacji podawanych przez pacjentów uwzględniano czas adaptacji oraz odczucia pacjentów w trakcie użytkowania protez i ogólną ocenę efektów leczenia w odniesieniu do stabilizacji protez, sprawności żucia, estetyki i funkcji mowy. Dane te odnotowywano w specjalnej karcie oceny klinicznej. Pacjenci wypełniali ankietę zawierającą pytania dotyczące ich subiektywnych ocen po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez wykonanych według procedury standardowej, a następnie po takim samym czasie użytkowania protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej. Funkcję żucia, mowy i doznania estetyczne oraz stopień adap-

tacji oceniano w 3-stopniowej punktacji, gdzie 1 oznaczało ocenę złą, 2 – dostateczną i 3 – dobrą.

Następnie pacjentów kwalifikowano do ponownego leczenia (w ramach realizacji drugiego etapu badań) zgodnie ze specjalną procedurą postępowania kliniczno-laboratoryjnego z zastosowaniem protez wykonanych według zasad BPS. Szczegółowy opis metody BPS zawiera pkt 7 niniejszego rozdziału.

3. Drugi etap realizacji badań – tok postępowania zgodnie z procedurą zmodyfikowaną w opracowaniu własnym z zastosowaniem protez wykonanych według biofunkcjonalnego systemu protetycznego

Jest to w istocie propozycja algorytmu postępowania z pacjentami w wieku podeszłym, u których stwierdza się trudne warunki do leczenia protetycznego (stosowania protez) wynikające z niekorzystnych zmian miejscowych w jamie ustnej po utracie zębów oraz pogarszającego się z wiekiem ogólnego stanu zdrowia. U tych pacjentów metodą standardowego postępowania nie można uzyskać zadowalającego wyniku leczenia.

Na całość tej procedury składają się konkretnie zdefiniowane elementy kliniczno-laboratoryjne do ich realizowania w fazie postępowania diagnostycznego i zabiegowo-rehabilitacyjnego – przy czym na użytek tej pracy, w celu uzyskania danych obiektywnych do porównań wyników dwóch różnych metod leczenia, dodatkowo wprowadzono następujące elementy badań uzupełniających:

- komputerową analizę okluzji w systemie T-scan II;
- elektromiograficzną ocenę poziomu napięcia i aktywności mięśni żucia;
- mechaniczny pomiar wielkości sił żucia.

Badania instrumentalne realizowano w określonym cyklu czasowym, jako uzupełnienie klinicznych badań kontrolnych: po 24 godzinach, po 1 tygodniu i po 3 miesiącach użytkowania protez.

W stosunku do opisanego wyżej i stosowanego w pierwszym etapie badań standardowego postępowania **modyfikacja procedur kliniczno-laboratoryjnych różniła się w następujących elementach:**

- diagnostykę i badania kontrolne uzupełniono o wyżej wymienione metody pomiarów instrumentalnych (okluzji, aktywności mięśniowej i sił żucia) pozwalające na obiektywną ocenę funkcjonalnego stanu układu ruchowego narządu żucia (opis w pkt 4 niniejszego rozdziału);
- przed podjęciem protetycznych czynności zabiegowych wprowadzono zasadę korekty laserowej tkanek podłoża protetycznego w przypadkach tego wymagających (opis w pkt 5 niniejszego rozdziału);
- zabiegi kliniczne i czynności laboratoryjne realizowano ściśle według reguł BPS (opis w pkt 7 niniejszego rozdziału);
- zgodnie z założeniami metody stosowano wewnątrzustną rejestrację zwarcia i rejestrację danych klinicznych z użyciem łuku twarzowego;
- w przebiegu całego procesu rehabilitacyjnego zapewniono pacjentom konsultacyjną pomoc psychologiczną (opis w pkt 6 niniejszego rozdziału);

- pozabiegowe wizyty kontrolne realizowano zgodnie z określonym harmonogramem czasowym, powtarzając (trzykrotnie) badania kliniczne i pomiary instrumentalne, których wyniki były podstawą do dokonywania celowanych korekt okluzyjnych i oceny przebiegu oraz całościowego wyniku leczenia.

Ocenę kliniczną wyników leczenia realizowanego za pomocą powyższej procedury (algorytmu) przeprowadzano według tych samych kryteriów, jakie zastosowano do oceny wyników pierwszego etapu badań (pkt 2 niniejszego rozdziału).

Szczegółowy opis wyszczególnionych wyżej metod zastosowanych w trakcie realizacji tej pracy zawierają kolejne punkty tego rozdziału (4–7).

4. Metodyka badań instrumentalnych określających stopień odtwarzania biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia po leczeniu protetycznym

Opisane poniżej badania prowadzono po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez wykonanych metodą konwencjonalną, a następnie powtarzano trzykrotnie, tj. po 24 godzinach, po 1 tygodniu i po 3 miesiącach użytkowania protez wykonanych zgodnie z procedurą zmodyfikowaną. Chodziło o uzyskanie na tej podstawie obiektywnych danych porównawczych do oceny wyników leczenia dwiema różnymi metodami w odniesieniu do mierzalnych parametrów funkcjonalnej sprawności narządu żucia.

4.1. Komputerowa analiza okluzji z zastosowaniem urządzenia T-scan II

Analizę okluzji przeprowadzano za pomocą urządzenia T-scan II, co jest możliwe dzięki temu, że współpracujący z urządzeniem program komputerowy rejestruje przedwczesne kontakty zębów szczęki i żuchwy oraz okolice wzmożonej koncentracji sił i kolejność ich powstawania.

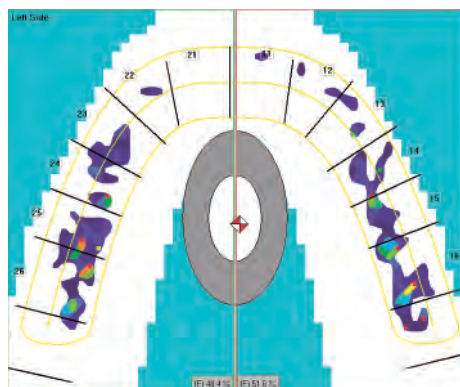
W celu przeprowadzenia badania urządzenie T-scan II (składające się z sensora, uchwytu z trzymadłem, adaptera, oprogramowania oraz zasilacza) podłączano do komputera pracującego w systemie Windows 3. Najważniejszym elementem systemu T-scan II jest sensor wykonany z cienkiej folii poliestrowej, na której umieszczone są w formie siatki cienkie paski folii przewodzącej. Materiał, z którego wykonany jest sensor, charakteryzuje się odpornością na rozerwanie i dużą elastycznością, co umożliwia wykonanie kilku pomiarów z zastosowaniem jednego sensora, bez jego zniszczenia. Sensor wkładano w uchwyt przymocowany do ręki, blokując go odpowiednim zastrzaskiem. Zarówno sensory, jak i uchwyty występują w dwóch rozmiarach, umożliwiających ich dobór w zależności od rozpiętości łuku zębowego. Na rękojeści są umieszczone przyciski, które umożliwiają włączanie i wyłączanie nagrywania oraz odpowiednią zmianę ich funkcji. Rękojeść jest podłączana za pomocą kabla do adaptera, a ten do komputera, w którym zainstalowany jest program obsługujący urządzenie T-scan II.

Przebieg badania: W celu wykonania badania sensor o odpowiednio dobranej wielkości umieszczano w jamie ustnej pacjenta pomiędzy łukami zębowymi, naciskając

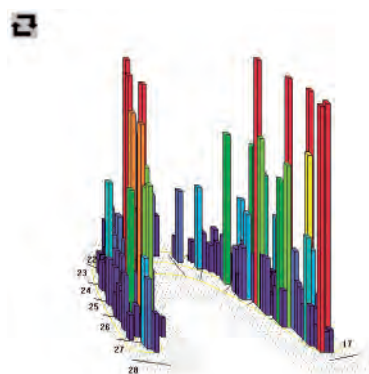
przycisk Enter. Po usłyszeniu sygnału dźwiękowego lub zaobserwowaniu na pasku stanu okna widokowego pomiaru czasu pacjent mocno zaciskał zęby w pozycji zwarcia centralnego. Pierwszy kontakt pomiędzy zębami przeciwstawnymi rozpoczynał nagrywanie, którego czas zależał od ustawionych parametrów. Rozwarcie łuków i brak kontaktu zębów szczęki i żuchwy powodowały powstanie pustych klatek, które były automatycznie wycinane. Pierwszy pomiar nastawiano standardowo na średni zakres sił. W przypadku zadziałania sił zbyt słabych lub zbyt mocnych system podawał odpowiednią informację i wówczas badanie powtarzano przy obniżonym lub podwyższonym stopniu czułości. W zależności od wielkości siły działającej w danym miejscu na sensor zmienia się jego opór elektryczny, który następnie jest przeliczany przez komputer na odpowiednie wartości sił. Są one wyświetlane na ekranie komputera w postaci obrazów, które pod względem kształtu i topografii odpowiadają położeniu powierzchni kontaktu między zębami przeciwstawnymi. Różnice pomiędzy siłami działającymi w poszczególnych miejscach łuku zębowego podczas zwarcia zębów są uwidaczniane za pomocą kolorów tworzących względną skalę, w której kolor czerwony oznacza największą, a kolor niebieski najmniejszą wartość siły.

W trakcie realizacji niniejszej pracy analizę rozkładu obciążeń okluzyjnych przeprowadzano, wykorzystując następujące funkcje oprogramowania systemu T-scan II:

- **Funkcje modelu łuku zębowego** – po włączeniu tej funkcji na monitorze komputera wyświetla się względny zarys łuku zębowego szczęki, którego rozpiętość jest wyliczana na podstawie szerokości centralnego, górnego zęba siecznego. Szerokość ta wynosi średnio 8,5 mm i jest to wartość uwzględniana w programie do obliczeń. Można ją jednak zmienić w trakcie badań – dostosowując indywidualnie do badanego pacjenta. Model łuku pozwala na topograficzne zlokalizowanie kontaktów międzyczębowych. W badaniach własnych funkcję tę włączano: w trybie 2D (ryc. 1) w celu dwuwymiarowego obrazowania obciążeń działających w punktach i obszarach kontaktów międzyczębowych lub w trybie 3D (ryc. 2) w celu trójwymiarowego obrazowania obciążeń w postaci kolumn.

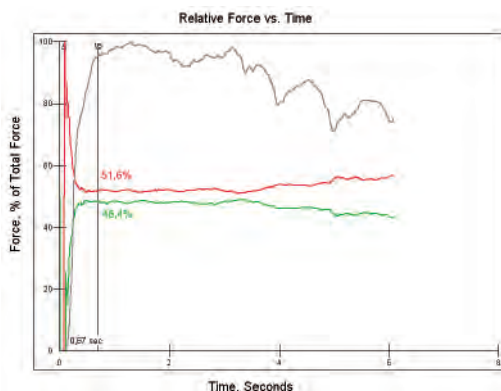


Ryc. 1. Rozkład obciążeń na łuku zębowym w wersji 2D



Ryc. 2. Rozkład obciążeń na łuku zębowym w wersji 3D

- **Maksymalne zaguzkowanie** – funkcja ta umożliwia automatyczne przejście do klatki nagranego filmu, w której występuje maksymalna powierzchnia kontaktów międzyzębowych.
- **Środek sił zwarciovych** – pozwala na graficzną ocenę równowagi zwracia dzięki dwóm elementom: COF-Marker oraz COF-Target. COF-Marker wskazuje aktualną lokalizację wypadkowego momentu wszystkich sił działających podczas kontaktu zwraciowego w tym samym czasie i jest obliczany jako suma momentów sił działających w miejscach okluzyjnych kontaktów zębowych względem pośrodkowej osi strzałkowej oraz wypadkowa suma momentów sił względem płaszczyzny siecznej. COF-Target to eliptyczna tarcza wskazująca obliczone statystycznie, najczęstsze położenie środka sił w maksymalnym zaguzkowaniu. Tarcza ta nie jest wyznacznikiem prawidłowego zwracia, lecz stanowi jedynie pomoc w jego ustalaniu.
- **Trajektoria środka sił zwarciovych** – obrazuje tor przemieszczania się środka sił zwarciovych od pierwszego kontaktu do danego punktu czasowego, przez co umożliwia prześledzenie przebiegu równowagi zwraciowej w czasie.
- **Maksymalna siła łączna** – to przedstawiony graficznie wynik analizy narastania sił okluzyjnych po obu stronach łuku umożliwiający ocenę procentowego rozkładu obciążeń zwraciowych po prawej i lewej stronie łuku zębowego (ryc. 3). W prowadzonych badaniach jest to bardzo istotny parametr do oceny biomechanicznej równowagi sił okluzyjnych po obu stronach łuku zębowego protez całkowitych, jako mający bezpośredni wpływ na stabilizację protez.



Ryc. 3. Wykres graficzny narastania i zmiany relacji sił okluzyjnych między prawą i lewą stroną łuku zębowego

Krzywe uwidocznione na wykresie graficznym określają zależność pomiędzy działającymi siłami a czasem ich wystąpienia (ryc. 3).

W badaniach własnych analizowano warunki okluzyjne protez wykonanych według metody standardowej i porównawczo protez wykonanych zgodnie z BPS, tj. pacjentów leczonych na podstawie reguł opisanego wyżej postępowania zmodyfikowanego (pkt 3).

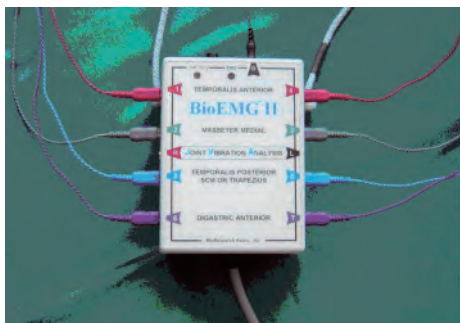
Podczas badania pacjent znajdował się w pozycji siedzącej z niepodpartymi plecami. Po wprowadzeniu sensora pomiędzy łuki zębowe pacjentowi polecano, aby mocno zacisnął zęby i wówczas następowała rejestracja maksymalnej siły nacisku na czujnik wraz z pomiarem czasu od momentu pierwszego kontaktu zębów przeciwnych do uzyska-

nia maksimum siły. Pomiary te przeprowadzano po 3 miesiącach użytkowania protez wykonanych tradycyjnie, a następnie po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej w następującym cyklu czasowym: pierwsze badanie po 24 godzinach od oddania protez, drugie po 1 tygodniu i trzecie po 3 miesiącach użytkowania protez.

4.2. Elektromiograficzna metoda pomiaru napięcia i oceny poziomu okluzyjnej aktywności mięśni żucia

Badanie elektromiograficzne poprzez określenie wartości liczbowych potencjałów elektrycznych umożliwiło obiektywną ocenę czynnościowego stanu napięcia mięśni żucia oraz ich graficzny zapis. Pozwoliło również na wykrycie różnic pomiędzy napięciem mięśni prawej i lewej strony (ocena symetrii pracy mięśni jednoimiennych) oraz ocenę zmian ich aktywności w toku leczenia.

W badaniach własnych stosowano elektrody powierzchniowe, rejestrujące sumaryczną aktywność włókien mięśniowych. Zaletą stosowania elektrod powierzchniowych jest brak konieczności przerywania ciągłości skóry, jak to ma miejsce w przypadku elektrod igłowych. Użycie elektrod powierzchniowych do badań własnych było wystarczające, ponieważ badane mięśnie żwacze i skroniowe są zlokalizowane powierzchownie, bezpośrednio pod skórą. Do pomiarów elektrycznej aktywności mięśni żwaczy i przedniej części mięśni skroniowych użyto ośmiokanałowego aparatu EMG II firmy BioResearch z bipolarnymi elektrodami powierzchniowymi o stałej odległości biegunów (ryc. 4 i 5), które są pokryte chlorkiem srebra oraz hydrofilnym żelem pochłaniającym wilgoć, co eliminuje zmianę amplitudy sygnałów elektrycznych. Urządzenie to składa się z samodzielnie zasilanej jednostki centralnej i czterech kompletów aktywnych przewodów dla elektrod, a jego głównym elementem jest przetwornik analogowy podłączony do komputera (ryc. 4).



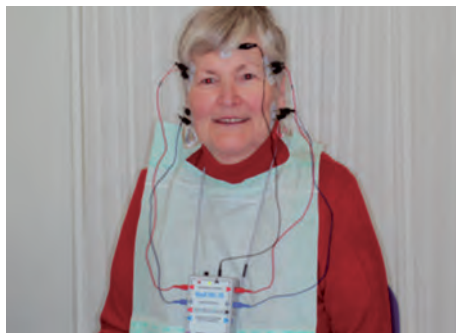
Ryc. 4. Przetwornik analogowy



Ryc. 5. Elektrody powierzchniowe

Przebieg badania: Badanie przeprowadzano w pomieszczeniu o temperaturze powietrza utrzymywanej w granicach 20–25°C, gdyż wyższa mogłaby powodować pocenie się skóry, wpływając na nieprawidłową pracę przekaźnikową elektrod (złe przyleganie do skóry). W trakcie badania filtry pasma niskich częstotliwości (wycinające) były ustawiane na poziomie 60 Hz. W celu uniknięcia szumów zakłócających zapis elektrycznej aktywności badanych mięśni kabel zasilający komputer i przetwornik analogowy były od siebie oddalone. Przed przyklejeniem elektrod odtuszczano skórę alkoholem.

Pacjentów instruowano, aby 4 godziny przed planowanym badaniem nie spożywali pokarmów, w trakcie badania nie połykali śliny, a język układali w pozycji spoczynkowej. Elektrody umieszczano równolegle do przebiegu włókien mięśniowych, a miejsca ich rozmieszczenia na skórze określano metodą palpacyjną w fazie skurczu poszczególnych mięśni. Pacjent podczas badania przyjmował pozycję siedzącą bez podparcia pleców i głowy, z rękami wspartymi na kolanach i stopami opartymi na podłodze. Elektrode uziemiającą (referencyjną) umieszczano na czole, w miejscu gdzie mięśnie czołowe tworzą rozciągno i pod skórą nie ma typowej tkanki mięśniowej (ryc. 6).



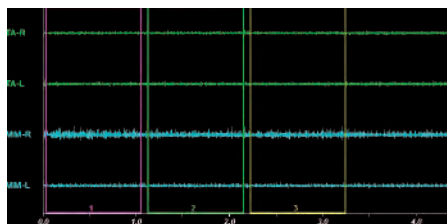
Ryc. 6. Lokalizacja elektrod powierzchniowych

Rejestrowano potencjały elektryczne z mięśni żwaczy i skroniowych podczas 4-sekundowego kontaktu łuków zębowych w pozycji okluzji centralnej. Rejestr wyników badań prowadzono w programie BioResearch w formie zapisów numerycznych i graficznych, co umożliwiała jednoczesną i natychmiastową ocenę różnicy aktywności mięśni po prawej i lewej stronie wyrażoną w procentach (ryc. 7 i 8).

Badania EMG mięśni (podobnie jak komputerową analizę okluzji) u każdego pacjenta realizowano zgodnie z czasowym harmonogramem opisanym w pkt 4 niniejszego rozdziału.

	Ave. μV	Window 1		Window 2		Window 3	
		μV	ms	μV	ms	μV	ms
TA-R	2.2	2.2	0	2.1	0	2.2	0
TA-L	2.4	2.4	0	2.5	0	2.6	0
NTM-R	6.8	6.7	0	6.3	0	6.4	0
NTM-L	2.6	2.6	0	2.6	0	2.4	0

Ryc. 7. Zapis elektropotencjałów w formie numerycznej



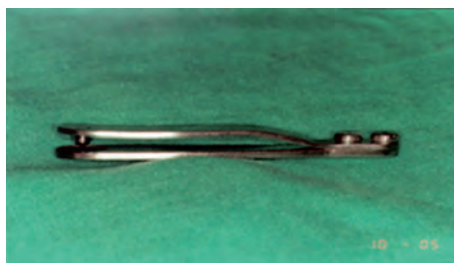
Ryc. 8. Zapis elektropotencjałów w formie graficznej

4.3. Metoda mechanicznego pomiaru sił okluzyjnych

Pomiary sił zgryzowych przeprowadzano za pomocą specjalnego przyrządu mierniczego, skonstruowanego na potrzeby badań stomatologicznych w Katedrze Mechaniki Technologii i Przeróbki Plastycznej Politechniki Śląskiej w Katowicach (nr patentowy P 334933). Według autorów tego przyrządu (W. Chladek, F. Grosman, J. Kasperski, A. Karasiński, T. Lipski) umożliwia on szybkie przeprowadzenie testu pomiarowego w sposób eliminujący większość przyczyn powodujących występowanie błędów pomiarowych. Typowe siłomierze wykorzystują liniowe zależności pomiędzy wielkością siły i odkształceniem sprężystym ich rdzenia, natomiast w opracowanym urządzeniu do oceny sił wykorzystano odkształcenia plastyczne. Podstawę obliczeń stanowi wzór Mayera uwzględniający zależność pomiędzy siłą wgniatającą kulisty penetrator w metal a powstałą średnicą odcisku:

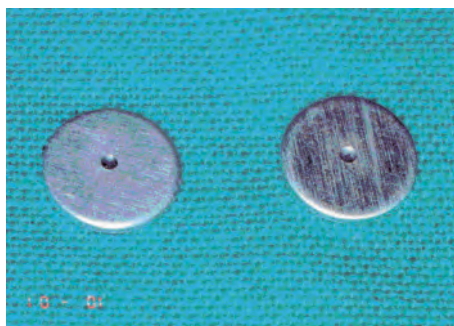
$$F = c d^n$$

gdzie F – to siła nacisku, d – średnica odcisku, c – stała materiałowa, n – współczynnik Mayera. Urządzenie składa się z dwóch płytek skreconych śrubami, wykonanych z blachy nierdzewnej o grubości 1,5 mm. W końcowej części płytki górnej znajduje się kulisty penetrator, a w płytce dolnej zagłębienie o średnicy 10 mm i wysokości 0,5 mm, stanowiące łożysko dla umieszczenia jednorazowych, owalnych płytek metalowych (ryc. 9).



Ryc. 9. Siłomierz

W przygotowanym do pomiaru przyrządzie penetrator lekko dotyka powierzchni płytki – próbki, zapobiegając jej wypadnięciu podczas pomiarów. Zasada działania urządzenia jest następująca: w wyniku nagryzienia powstaje zagłębienie na jednorazowej płytce, utworzone przez kulisty penetrator (ryc. 10), przy czym im większa jest siła nagryzania tym powstałe zagłębienie na płytce ma większą średnicę. Zgodnie z zaleceniami autorów



Ryc. 10. Jednorazowe płytki z odbitymi zagłębieniami

do badania sił zgryzowych u pacjentów użytkujących protezy całkowite stosowano penetratory o średnicy 3,8 mm i próbki o grubości 1,6 mm wykonane z blachy ołowianej.

Przebieg badania: Pacjentowi polecano przyjęcie pozycji siedzącej i przed badaniem instruowano o sposobie nagryzania na umieszczony między zębami przyrząd pomiarowy. Następnie przyrząd wprowadzano między zęby sieczne górne i dolne, polecając nagryzienie maksymalną siłą, którą określał sam pacjent na podstawie subiektywnych odczuć co do częściowej utraty przylegania protezy do podłoża. Po wymianie płytki ołowianej powtarzano nagryzanie między zębami trzonowymi kolejno po stronie prawej i lewej (ryc. 11).



Ryc. 11. Sposób wykonywania pomiaru

Do pomiaru średnic wgnieć powstałych na płytkach ołowianych użyto stereoskopowego mikroskopu pomiarowego. Do obliczania wartości maksymalnych sił zgryzowych zgodnie z założeniami metody wykorzystano wzór Mayera. Stałą „c” i współczynnik „n” występujące we wzorze określono – dla stosowanej w badaniach serii próbek ołowianych – na podstawie pomiaru średnic wgnieć powstałych podczas kalibrowania przyrządu w uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej. Obliczone dla próbek ołowianych wartości stałych we wzorze Mayera wynosiły: $c = 22,79$, $n = 1,71$.

Według autorów metody czynniki, które mają wpływ na wielkość mierzonej siły, to: twardość miejsca kontaktu przyrządu z zębami, zmiana kąta odwodzenia żuchwy w czasie trwania pomiaru oraz wielkość rozwarcia szczęk w końcowej fazie pomiarów. W opisanym sposobie bardzo małe zagłębienie penetratora w próbkę eliminuje możliwość zmiany tych parametrów i dzięki temu uzyskuje się wiarygodne wyniki wartości sił wyrażone w niutonach (N).

Na podstawie powyższej procedury u każdego pacjenta z obydwu badanych grup przeprowadzono pomiary zgodnie z czasowym harmonogramem opisanym w pkt 4 niniejszego rozdziału.

5. Laserowa plastyka tkanek miękkich jako metoda przedprotetycznych zabiegów korygujących tkankowe struktury podłoża protetycznego

Zmiany zanikowe struktur kostnych bezzębnych wyrostków zębodołowych skutkują spłyceciem przedsionków i znaczną redukcją pola protetycznego. Towarzyszące temu obniżenie przyczepów wędzidełek i fałdów błony śluzowej oraz inne niekorzystne zmiany w zakresie tkanek podłoża protetycznego utrudniają utrzymanie, a przez to prawidłowo-

we funkcjonowanie protez całkowitych. Inną przyczyną deformacji tkanek w obszarze pola protetycznego są zmiany patologiczne związane przyczynowo z wcześniej użytowanymi protezami, które przyjmują postać stomatopatii rozrostowych.

Dlatego do programu proponowanej procedury postępowania klinicznego (algorytmu) przeprowadzanie koniecznych zabiegów korygujących w fazie przedprotetycznego przygotowania do stosowania protez przyjęto jako obowiązującą zasadę.



Ryc. 12. Laser CO₂, model CTL-1401

Zabiegi korygujące przeprowadzano z zastosowaniem lasera CO₂, model CTL-1401 (produkcji Laser Instruments) (ryc. 12). Jest to laser gazowy dużej mocy, wykorzystujący trzy składniki: dwutlenek węgla, hel i azot. Głowica laserowa tego urządzenia jest źródłem promieniowania o długości fali 10 600 nm, które zalicza się do niewidzialnego podczerwonego zakresu widma. Kierunek promieniowania laserowego wskazuje widzialna wiązka sterująca, której orientacja przebiegu jest zgodna z promieniowaniem emitowanym przez laser. Widoczny punkt świetlny wskazuje lokalizację niewidzialnego promieniowania laserowego na powierzchni pola operacyjnego. Zmianę kierunku promieniowania, stosownie do lokalizacji planowanego zabiegu, ułatwiają specjalne końcówki zabiegowe nakładane na rękojeść ramienia prowadzącego wiązkę promieniowania z głowicy lasera. Sterownik, zbudowany na bazie mikroprocesora i elementów elektroniki komputerowej, służy do ustawiania i kontrolowania takich parametrów promieniowania laserowego, jak: moc promieniowania, czas trwania impulsu i przerwy między impulsami oraz wybór systemu pracy. Istnieje możliwość ustawienia czasu trwania impulsu w zakresie 0–9,9 s co 0,1 s oraz czasu przerwy między impulsami również w zakresie 0–9,9 s co 0,1 s. Laser ten może pracować w trzech systemach: ciągłym, impulsowym i tzw. superpuls, a jego moc może być regulowana w zakresie 0–12 W z krokiem co 0,5 W, przy czym system „superpuls” pozwala zwiększyć moc do 12 W w postaci krótkich impulsów o tej mocy.

Błona śluzowa ze względu na dużą zawartość wody łatwo absorbuje promieniowanie lasera CO₂. W czasie ekspozycji prawie cała energia świetlna zamienia się w ciepło, co w pierwszym etapie daje efekt koagulacji, a następnie w miarę dostarczania energii niszczy tkankę [6, 79, 110, 152, 153, 156]. Szybkie dostarczanie energii do tkanki umożliwia skupienie efektów termicznych i fotojonizujących, występuje wówczas mniej rozprożeń fali świetlnej – co zmniejsza oddziaływanie na komórki sąsiednie, tj. poza linią cięcia. Dlatego do precyzyjnego cięcia stosowano dużą moc i krótki czas naświetlania [79, 152, 153]. W praktyce efekt cięcia tkanki powstaje przez silne zogniskowanie wiązki promieniowania laserowego, przy czym głębokość linii cięcia uzyskuje się przez

wielokrotne dawkowanie promieniowania laserowego na ten sam obszar tkanki operowanej. W celu uzyskania efektu koagulacyjnego stosowano rodzaj promieniowania rozogniskowanego, natomiast dla uzyskania efektu biostymulacyjnego konieczne było stosowanie małych mocy i dłuższego czasu naświetlania.

W wyborze takiej techniki zabiegowej kierowano się podawanymi w piśmiennictwie informacjami, że ułatwiający gojenie rany efekt biostymulacyjny pojawia się w warstwach komórkowych nieco oddalonych od linii cięcia. W badaniach własnych metodę tę stosowano u pacjentów z trudnymi warunkami bezzębnego podłoża protetycznego, do podcięcia nisko przyczepionych wędzidełek i fałdów policzkowych oraz pogłębienia dna przedsionka jamy ustnej w celu powiększenia pola przylegania płyty protezy do tkanek podłoża. Zabiegi wykonywano w znieczuleniu miejscowym, stosując małą ilość środka znieczulającego (ok. 0,1–0,5 ml) i w zależności od rodzaju zabiegu stosowano dwojaką technikę operacyjną: z wykorzystaniem lasera jako instrumentu tnącego przez zastosowanie wysokiej mocy i zogniskowanej wiązki światła (ekspozycja z bliskiej odległości) lub niszczenie tkanek poprzez ich „odparowywanie” z jednoczesną koagulacją przy użyciu niskich gęstości mocy, bez zogniskowania wiązki promieniowania laserowego (ekspozycja z dalszej odległości).

W przypadkach wymagających cięcia stosowano moc 8–10 W w systemie pracy ciągłej lub impulsowej oraz zogniskowaną wiązkę światła, do usuwania zaś nieznacznych rozrostów zastosowano moc 4 W i wiązkę światła nieogniskowaną w systemie pracy impulsowej z czasem impulsu $T = 0,1\text{--}0,5$ s i przerwą między impulsami $t = 0,1\text{--}0,5$ s. Bezpośrednio po zabiegu ranę przepłukiwano strumieniem soli fizjologicznej, a użytą dotychczas protezę podścielano materiałem do biologicznej regeneracji tkanek.

Po zabiegu obserwowano proces gojenia i odnotowywano subiektywne odczucia pacjentów. Dotyczyły one oceny bólu w trakcie zabiegu według skali: 0 – brak bólu, 1 – niewielki ból, 2 – duży ból. Podczas wizyt kontrolnych, które wyznaczano po 24 godzinach od zabiegu, a następnie co 3 dni (przez 2 tygodnie), obserwowano gojenie się rany oraz odnotowywano dolegliwości podawane przez pacjentów według schematu: 0 – brak dolegliwości, 1 – niewielki ból, 2 – ból i obrzęk.

6. Elementy psychoterapii wspierającej proces rehabilitacji protetycznej pacjentów bezzębnych

Z psychologii lekarskiej wiadomo, że celem tzw. psychoterapii wspierającej jest pomaganie pacjentowi w odzyskiwaniu równowagi psychicznej, zwłaszcza redukcja jego lęków i negatywnych stanów emocjonalnych. Doświadczenia praktyki stomatologicznej wskazują, że stany lękowe, niepokój, zdenerwowanie, agresja lub zmęczenie, uczucie opuszczenia, objawy depresyjne są udziałem licznej grupy pacjentów dotkniętych kalectwem bezzębia, a szczególnie osób starszych [29, 46, 47, 58, 59, 77, 78].

W związku z tym do proponowanego w tej pracy algorytmu określającego zasady rehabilitacji protetycznej pacjentów bezzębnych wprowadzono elementy psychoterapii wspierającej poprzez konsultację psychologiczną na następujących etapach procedury rehabilitacyjnej:

- w fazie przygotowania pacjentów do planowanych zabiegów protetycznych;
- w fazie przygotowania do przyjęcia i użytkowania wykonanych już protez;
- w trakcie opieki pozabiegowej, czyli w adaptacyjnej fazie użytkowania protez.

Ogólnie przyjęto założenie, że już pierwszy kontakt z pacjentem powinien nosić znamiona ukierunkowanej psychoterapii, całkowita utrata uzębienia powoduje bowiem upośledzenie funkcji żucia i mowy oraz zaburzenia estetycznej harmonii twarzy, doprowadzając nieraz do głębokiego urazu psychicznego.

W uzupełnieniu konsultacji psychologicznych ideę tę starano się realizować podczas każdej wizyty lekarskiej – już w trakcie wywiadu poprzez nawiązanie z pacjentem pozytywnego kontaktu emocjonalnego, by w dalszych relacjach pozyskać jego zaufanie i akceptację przedstawianego planu leczenia. Natomiast w fazie zabiegowej stosowano prostą zasadę przygotowania pacjentów do odbioru bodźców ujemnych, polegającą na przystępnym wyjaśnieniu istoty tych zabiegów, aby przez to wyeliminować lęk przed nieznanym.

W przypadkach bezzębia pierwszym i dość przykrym dla pacjentów zabiegiem jest pobieranie wycisków, szczególnie w zakresie szczęki. W trakcie tego zabiegu u pacjenta nieprzygotowanego mogą się wyzwoić reakcje niepożądane m.in. w postaci odruchów wymiotnych i zaburzeń oddychania. Aby tego uniknąć, czynność tę poprzedzano następującym wyjaśnieniem: „masa wyciskowa będzie w ustach tylko kilka minut i aby w tym czasie nie drażnić podniebienia i gardła (co zapobiegnie powstawaniu odruchów wymiotnych), należy oddychać przez nos, nie przelikać śliny, rozluźnić mięśnie policzków i nie wykonywać zbędnych ruchów”.

W fazie pozabiegowej ważnym elementem psychoterapii wspomagającej rehabilitację protetyczną jest przygotowanie pacjenta do przyjęcia i użytkowania protez, co realizowano poprzez rzeczowe wyjaśnienie istoty problemów, z którymi pacjent spotka się w okresie adaptacyjnym. Problemy te przedstawiano jako naturalną reakcję organizmu na obecność ciała obcego, a uprzedzając o spodziewanych trudnościach (m.in. co do funkcji żucia i mowy), jednocześnie instruowano o sposobach ich łagodzenia.

Ponieważ jednak moment otrzymania protez jest dla pacjentów na tyle dużym przeżyciem emocjonalnym, że nie są oni w stanie dokładnie zapamiętać przekazywanych założeń – przyjęto jako zasadę wręczanie informacji pisemnej, do spokojnego zapoznania się z jej treścią w domu, a więc bez „przychodnianego stresu”.

7. Postępowanie zabiegowe i laboratoryjne według biofunkcjonalnego systemu protetycznego

Tak w założeniach koncepcyjnych, jak i realizacji praktycznej BPS jest systemem spójnym, który narzuca określony sposób pracy na każdym etapie postępowania klinicznego i laboratoryjnego m.in. poprzez konieczność stosowania specjalnie w tym celu skonstruowanych narzędzi i odpowiednich materiałów. W pracy klinicznej są to: nośniki zwarcia, gnatometr i łuk twarzowy, natomiast w pracy laboratoryjnej artykulator Stratos 300 z oprzyrządowaniem oraz urządzenie SR Ivocap, które umożliwia przeprowadzenie procesu polimeryzacji w sposób zapobiegający skurczowi polimeryzacyjnemu.

BPS, opracowany w ośrodku naukowym IVOCLAR we współpracy z Uniwersytetem w Zurichu, określany jest jako „biogeniczny” lub „biofunkcjonalny”, co oznacza, że jego celem jest wykonanie protez zbliżonych do uzębienia naturalnego, harmonijnie współdziałających ze wszystkimi elementami US [98, 118–121].

Zgodnie z założeniami pracy w badaniach własnych metodę BPS włączono do procedury drugiego etapu badań i zastosowano u tych pacjentów, u których wcześniejsze zaopatrzenie tradycyjnymi protezami nie przyniosło pozytywnych rezultatów. W tych przypadkach realizowano następującą procedurę postępowania kliniczno-laboratoryjnego.

Postępowanie kliniczne – etap I

Na pierwszej wizycie, po zbadaniu pacjenta i zdiagnozowaniu – według opisanych wyżej kryteriów – wykonywano laserową korektę miękkich tkanek podłoża protetycznego (opis zawarty w pkt 5 niniejszego rozdziału). Po okresie gojenia pobierano wyciski anatomiczne na łyżkach standardowych odpowiednio dobranych pod względem wielkości. Ponieważ wyciski szczęki i żuchwy, wykonane na szablonowych łyżkach wyciskowych, nie rejestrują wzajemnej sytuacji przestrzennej szczęki i żuchwy, do wstępnego określenia tych relacji konieczne jest wykorzystanie specjalnie skonstruowanego urządzenia, tzw. nośnika zwarcia (*centric tray*). Jest to rodzaj specjalnej łyżki wyciskowej zbudowanej z łuku odsuwającego policzki i podtrzymującego wargi, na którym umieszczone są podpory dla masy wyciskowej, utrzymujące jednocześnie język w dotylnym ułożeniu i uniemożliwiające odruchowe wysuwanie żuchwy (ryc. 13).



Ryc. 13. Nośnik zwarcia (*centric tray*)

Na nośniku zwarcia możliwe jest pobranie wycisku przy ustach zamkniętych, co pozwala na jednoczesne odwzorowanie pola protetycznego górnego i dolnego wyrostka żębodołowego oraz wstępną rejestrację przestrzennego ułożenia szczęki i żuchwy. Przed pobraniem wycisku z zastosowaniem nośnika wyznaczano wysokość zwarcia, którą po zaznaczeniu punktów orientacyjnych na nosie i brodzie rejestrowano w dwojaki sposób:

- w przypadkach gdy użytkowane dotychczas protezy prawidłowo odtwarzały wysokość zwarcia, pozostawiano je w ustach i mierzono odległość między wyznaczonymi punktami lub
- gdy planowano zmianę wysokości zwarcia, wprowadzano nośnik zwarcia (bez masy wyciskowej) do jamy ustnej pacjenta w taki sposób, aby jego wargi były ułożone na podporach wargowych i stykały się bez napięcia. W tym ułożeniu nośnik zwarcia pozostawiał w ustach przez 1–2 min, po czym polecano pacjentowi

wymawianie głoski „m”, mierząc równocześnie odległość między wyznaczonymi na skórze punktami orientacyjnymi.

Do wycisków stosowano gęstą masę alginatową, którą nakładano obustronnie na nośnik zwarcia i umieszczano w ustach pacjenta nad bezzębnym wyrostkiem żębołowym żuchwy. Po sprawdzeniu napięcia warg polecano pacjentowi powolne zamykanie ust do uzyskania wcześniej zarejestrowanej wysokości zwarciowej (ryc. 14).



Ryc. 14. Pobieranie wycisku za pomocą nośnika zwarcia



Ryc. 15. Nośnik zwarcia z wyciskiem po wyjęciu z jamy ustnej

Po związaniu masy wyciskowej i ponownym skontrolowaniu wysokości zwarcia nośnik zwarciowy wyjmowano z jamy ustnej (ryc. 15), a następnie w pracowni technicznej przystępowano do realizacji pierwszego etapu czynności laboratoryjnych.

Czynności laboratoryjne – etap I

Po odlaniu modeli umieszczano je w artykulatorze w ułożeniu ustalonym za pomocą wycisku wykonanego na nośniku zwarcia. W tym celu modele wprowadzano do wycisku i osadzano tak, by były podparte w trzech punktach – co gwarantuje trwałe i powtarzalne ich ustawienie (ryc. 16).



Ryc. 16. Odlane modele w ułożeniu ustalonym za pomocą wycisku wykonanego na nośniku zwarcia



Ryc. 17. Umieszczanie modeli w artykulatorze Stratos 300

Ułożone w ten sposób modele umieszczano w artykulatorze Stratos 300 i mocowano za pomocą gipsu (ryc. 17), a po jego związaniu nośnik zwarcia wraz z wyciskiem usuwano z artykulatora.

Na modelach umieszczonych w artykulatorze odmierzano odległość międzypred-sionkową szczęki i żuchwy w okolicy linii pośrodkowej (ryc. 18).



Ryc. 18. Odległość międzyszczękowa

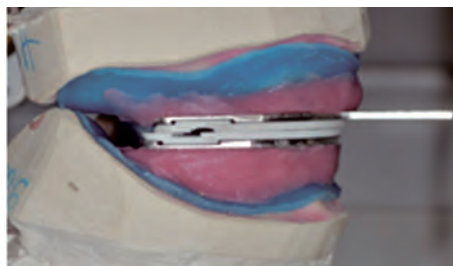


Ryc. 19. Łyżki indywidualne

W założeniach metody przyjmuje się bowiem, że połowa tej odległości wyznacza miejsce przebiegu płaszczyzny zgryzowej. Po wykonaniu łyżek indywidualnych z materiału światłoutwardzalnego (ryc. 19) montowano do nich przyrząd do wewnątrzustnego ustalania zwarcia, tj. gnatometr M z wkładką UTS (ryc. 20), wykorzystując zarejestrowaną na nośniku zwarcia odległość międzypred-sionkową i wstępne położenie przestrzenne żuchwy w stosunku do szczęki (ryc. 21).



Ryc. 20. Konstrukcja gnatometru M



Ryc. 21. Gnatometr zamontowany do łyżek indywidualnych

Gnatometr M jest zbudowany z dwóch płytek rejestrujących montowanych na łyżkach indywidualnych, przy czym dolna płytka rejestrująca jest wyposażona w śrubę zakończoną sztyftem, co pozwala na precyzyjne ustalenie wysokości zwarcia centralnego (ryc. 20). W urządzeniu tym pełny obrót śruby pozwala na zmianę wysokości zwarcia o 1 mm w odcinku przednim i 0,8 mm w odcinku bocznym. Po zamontowaniu gnatometru metalowe płytki rejestrujące wymieniono na plastikowe jako zastępujące wały zwarcio-we.

Postępowanie kliniczne – etap II

Po sprawdzeniu w jamie ustnej i czynnościowej korekcie obrzeży łyżek indywidualnych pobierano wyciski czynnościowe przy ustach zamkniętych. Podczas czynności wyciskowych, w tym formowania obrzeży, przestrzegano, aby był zachowany kontakt

między górną i dolną płytką, wówczas ucisk wywierany na masę wyciskową reguluje siła mięśni pacjenta (ryc. 22).



Ryc. 22. Wyciski czynnościowe



Ryc. 23. Zamontowany łuk twarzowy UTS

Kolejnym etapem postępowania klinicznego była rejestracja za pomocą łuku twarzowego UTS, który pozwala na przeniesienie do laboratorium indywidualnego położenia przestrzennego szczęki względem osi obrotu stawu sz. Specjalny uchwyt dla łuku twarzowego, który jest stałym elementem górnej płytki gnatometru, umożliwia zamontowanie go w stosunku do referencyjnej płaszczyzny Campera (ryc. 23).

Dzięki temu model szczęki zostaje umieszczony w artykulatorze w odpowiednim ułożeniu w stosunku do stawów sz i równoległe do płaszczyzny Campera. Do laboratorium jest przekazywany rejestrator z łuku twarzowego, który za pomocą nośnika z zestawu akcesoriów indywidualnych montowano w artykulatorze.

Rejestrację zjawia centralnego przeprowadzano metodą wewnątrzustną w następujący sposób: po wymianie płytek plastikowych na płytki rejestrujące (ryc. 24), sprawdzeniu wysokości zjawia i dokonaniu koniecznych korekt za pomocą śruby (która umożliwia podniesienie lub obniżenie wysokości sztyftu podpierającego, a tym samym korektę wysokości zjawia) wprowadzano do ust pacjenta obie łyżki wyciskowe.



Ryc. 24. Płytki rejestrujące zamontowane w gnatometrze



Ryc. 25. Wewnątrzustna rejestracja zjawia

Kontrolowano kontakt sztyftu z płytką rejestrującą i zakres (swobodę) wykonywania ruchów, a następnie polecano, aby pacjent wykonał następujące ruchy żuchwą: wysunięcie do przodu, cofnięcie, przesunięcie na lewą, a następnie na prawą stronę i z powrotem. Wsuwanie żuchwy do przodu i cofanie jej powoduje, że wykonywane następnie ruchy boczne odbywają się z niewymuszonego położenia dotylnego (ryc. 25). W trakcie tych

ruchów na płytce rejestrującej pokrytej tuszem wykreślane są linie układające się w figurę zwaną łukiem gotyckim. Rysunek łuku gotyckiego wykonywano bez manualnego prowadzenia przez lekarza, ponieważ żuchwa podczas wymuszonego prowadzenia mogłaby być przemieszczona do położenia dotylnego. Po wykreśleniu łuku gotyckiego na górną płytkę rejestrującą nakładano krążek z pleksiglasu z otworem o średnicy 1,5 mm i mocowano go za pomocą śruby, przy czym otwór krążka zorientowano około 0,5 mm poza wierzchołkiem strzały (ryc. 26). Następnie ponownie wprowadzano łyżki do jamy ustnej, a pacjentowi polecano tak zamknąć usta, aby sztyft rejestracyjny trafił do otworu krążka z pleksiglasu. Wzajemne położenie łyżek indywidualnych z wyciskami czynnościowymi było utrwalane za pomocą masy do rejestracji (ryc. 27). Po jej związaniu polecano pacjentowi powolne otwarcie ust i połączone łyżki wyjmowano z jamy ustnej, a następnie sprawdzano umiejscowienie sztyftu podpierającego w otworze krążka oraz dokładność przylegania łyżek do masy rejestrującej. Następnie dobierano kolor i kształt zębów sztucznych – według wskazań metody są to płaskoguzkowe zęby akrylowe Ivostar/Gnathostar.



Ryc. 26. Wykreślony łuk gotycki na płytce rejestrującej



Ryc. 27. Rejestracja położenia łyżek indywidualnych z wyciskami czynnościowymi za pomocą masy

Czynności laboratoryjne – etap II

Po odlaniu modeli na bazie wycisków czynnościowych instalowano je w artykulatrze według wartości indywidualnych, wykorzystując rejestrator łuku twarzowego i nośnik rejestratora zorientowany według płaszczyzny Campera. Zęby ustawiano według zasad opracowanych przez dr. Starcka z Uniwersytetu w Tubingen [119–121], których głównym założeniem jest odtworzenie obustronnie zrównoważonej okluzji poprzez uzyskanie grupowych kontaktów zębowych, tzn. prowadzenia guzkowego zębów przedtrzonowych i trzonowych w trakcie ruchów bocznych. Natomiast ustawienie zębów dolnych bocznych w strefie neutralnej i na szczycie wyrostków zębodołowych ma korzystnie wpływać na zachowanie równowagi mięśniowej między językiem i policzkami – co zapewnia stabilność protez w trakcie żucia i mówienia. W metodzie tej płaszczyzna zwarciowa wyznaczana jest przez zęby dolne i przebiega od zębów siecznych przyśrodkowych przez tylny policzkowy guzek drugiego zęba trzonowego.

W praktyce ustawianie zębów rozpoczyna się od zębów siecznych przyśrodkowych górnych, których lokalizacja jest określona przez ułożenie brodawki przysiecznej. Podniebienne części szyjek zębów siecznych przyśrodkowych powinny się znajdować

na linii dzielącej brodawkę w poprzek, natomiast linia dzieląca brodawkę w płaszczyźnie strzałkowej wyznacza środek szczęki i tym samym punkt styczny między oboma zębami siecznymi. Usytuowanie kłów jest uzależnione od lokalizacji pierwszego fałdu podniebiennego: szyjka kła (od strony wargowej) powinna być oddalona od brzegu pierwszego fałdu podniebiennego o 7 mm, a oba kły powinny być ustawione symetrycznie, aby nie doszło do zaburzenia estetycznej harmonii twarzy pacjenta. Kolejno ustawia się boczne zęby sieczne, z zachowaniem indywidualnych cech łuku zębowego. Po ustawieniu zębów przednich górnych ustawiane są kły dolne, usytuowane między górnym bocznymi zębami siecznymi a kłami górnymi. Następnie montowana jest płyta wzorcowa (kalota 3D trójpłaszczyznowa), która w odcinku przednim kontaktuje się z kłami dolnymi, a w odcinku tylnym dotyka połowy trójkątów zatrzonowcowych. Zaznaczone są na niej linie, które pozwalają sprawdzić prawidłowość ustawienia zębów przednich w wymiarze pionowym i pośrodkowym (symetrię ułożenia). Kalota umożliwia również prawidłowe ustawienie zębów bocznych z uwzględnieniem krzywych kompensacyjnych Spee i Monsona. Zęby boczne dolne ustawiane są w taki sposób, aby ich bruzdy centralne przebiegały nad środkiem grzbietu wyrostka zębodołowego, a ich guzki w odpowiedni sposób kontaktowały się z kalotą. Z powierzchnią kaloty kontaktują się guzki policzkowe zębów 34 i 44, guzki policzkowe i językowe zębów 35, 45, guzki policzkowe mezialne i dystalne oraz językowe mezialne zębów 36, 46 i 37, 47. Układ linii na płycie kaloty ułatwia symetryczne ustawienie zębów, co ma znaczenie dla uzyskania obustronnej równowagi protez. Kolejno ustawiane są zęby boczne w szczęcie, które orientuje się w stosunku do triad zębów dolnych. W celu uzyskania równowagi mięśniowej ostatnie zęby górne uzyskują wychylenie w kierunku policzkowym. Jako ostatnie są ustawiane zęby sieczne dolne. W szczególnych przypadkach dopuszcza się możliwość ustawienia ostatnich zębów trzonowych w zgryzie krzyżowym. Po zakończeniu ustawiania zębów sprawdza się zwarcie centralne oraz kontakty zębów w czasie zwarciovych ruchów żuchwy według następujących wymogów: podczas ruchu bocznego żuchwy po stronie balansującej powinno występować prowadzenie na guzkach podniebiennych zębów górnych 16/17 do 46/47 lub 26/27 do 36/37, natomiast po stronie pracującej prowadzenie guzkowe winno występować w zakresie guzków policzkowych 14/15 do 44/45 lub 24/25 do 34/35. W metodzie tej unika się prowadzenia na zębach przednich, gdyż zęby te są ustawione w sposób podporządkowany indywidualnym wymogom estetyki. Kończącą czynnością laboratoryjną tego etapu jest modelowanie płyt protez.

Postępowanie kliniczne – etap III

W trakcie kontroli protez próbnych sprawdzano zasięg pobrzeży płyt protez, wysokość zwarzia, warunki okluzji i estetykę oraz stabilizację protez zgodnie z ogólnie przyjętymi kryteriami postępowania klinicznego na tej wizycie.

Czynności laboratoryjne – etap III

Proces zamiany wosku na akryl był przeprowadzany z zastosowaniem systemu SR Ivocap, który umożliwia polimeryzację cieplną materiału pod zwiększonym ciśnieniem. System SR Ivocap składa się z dwóch puszek polimeryzacyjnych, ramki zaciskowej, nadstawki ciśnieniowej wtłaczającej materiał do puszki oraz fabrycznie dozowanego w kapsułach materiału akrylowego i wstrząsarki do jego przygotowania. Przed polime-

ryzacją kapsułę z materiałem akrylowym umieszczano we wstrząsarce i po uzyskaniu jednorodnego ciasta wtlaczano go pod ciśnieniem 6 b do specjalnej puszkii polimeryzacyjnej utrzymywanej w prasie zaciskowej. W trakcie polimeryzacji w systemie SR Ivocap, która trwa 35 min, zmniejszanie się objętości akrylu na skutek skurczu polimeryzacyjnego jest kompensowane przez tłoczenie równoważnych ilości akrylu pod ciśnieniem 6 b w temperaturze 98°C. Technologia ta całkowicie zabezpiecza przed zmianami objętości protez i tym samym zmianą wysokości zwarcia, a także występowaniem innych przestrzennych deformacji wykonywanych protez. Spolimeryzowane w ten sposób tworzywo akrylowe jest homogenne i posiada znikomą ilość wolnego monomeru – co ma istotne znaczenie kliniczne. Po polimeryzacji protezy wraz z modelami ponownie umieszczano w artykulatorze i po kontroli zwarcia poddawano końcowej obróbce.

Postępowanie kliniczne – etap IV: oddanie protez do użytkowania

Na tej wizycie – oprócz czynności sprawdzających poprawność funkcjonowania protez i czynności zabiegowych w przypadkach konieczności wykonywania korekt okluzyjnych lub zasięgu płyt – realizowano, bardzo ważny dla dalszego przebiegu rehabilitacyjnego, w tym adaptacji pacjenta do nowych warunków, kolejny etap psychologicznej terapii wspierającej, polegający na przekazaniu wyczerpujących informacji przygotowujących do przyjęcia i użytkowania protez. W uzupełnieniu przekazu ustnego pacjenci otrzymywali odpowiedni tekst do spokojnego zapoznania się w domu, szczególnie u ludzi starszych stres związany z tą wizytą uniemożliwia bowiem zapamiętywanie tak licznych informacji i zaleceń pozabiegowych.

8. Metody oceny statystycznej

Uzyskane wyniki badań zostały opracowane przy zastosowaniu specjalistycznego pakietu programów komputerowych STATISTICA. Wyniki badań poddano analizie statystycznej opartej na klasycznych procedurach obliczeń: wartości średnich, średnich odchyłeń standardowych, wartości minimalnych, maksymalnych oraz testu analizy wariancji dla zmiennych zależnych.

Do porównań zależności pomiędzy wynikami uzyskanymi w trakcie badań klinicznych i subiektywnych użyto testu χ^2 oraz testu „Różnica między dwoma wskaźnikami struktury” (dwóch procentów instrumentalnych). Natomiast porównanie zależności występujących między wynikami uzyskanymi w badaniach instrumentalnych przeprowadzono z zastosowaniem testu nieparametrycznego ANOVA Friedmana i współczynnika zgodności Kendalla (porównanie wielu grup zależnych) oraz testu kolejności Wilcozona (porównanie dwóch prób zależnych). W przypadku gdy oceniane wartości miały rozkład normalny, stosowano test „Analizy wariancji dla powtarzalnych pomiarów” ANOVA i test *post hoc* Tukeya. Otrzymane wyniki przedstawiono graficznie, znamienność statystyczną zdefiniowano jako wartość $p \leq 0,05$.

IV. WYNIKI

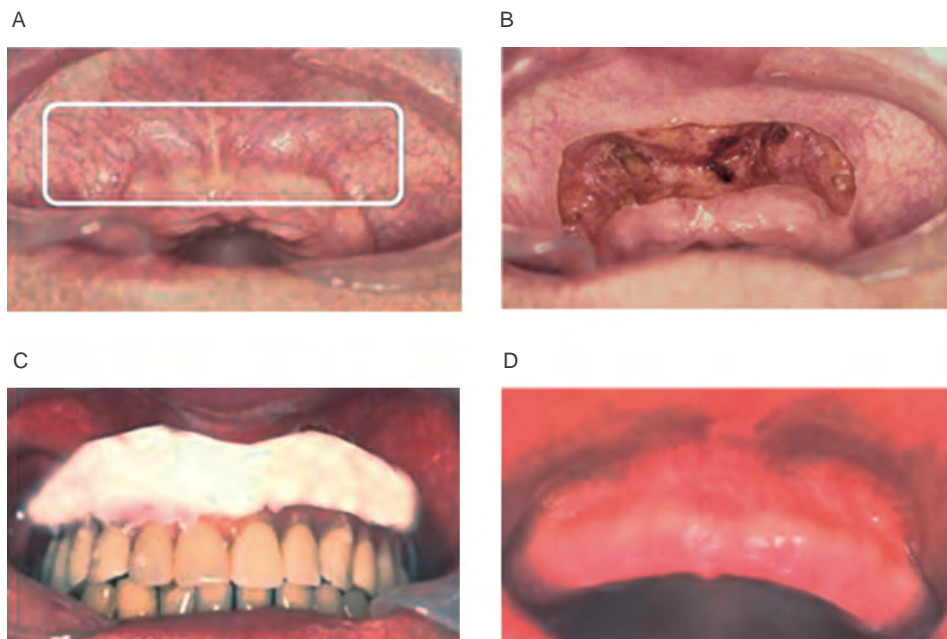
Przedstawione w tym rozdziale wyniki badań klinicznych i instrumentalnych zawierają dane odnoszące się do jednolitej pod względem płci i wieku grupy pacjentów (co wyjaśniono w rozdz. III), tj. 30 kobiet w wieku 65–85 lat (średni wiek 75 lat) z niekorzystnymi warunkami anatomo-fizjologicznymi bezzębnej jamy ustnej i niekorzystnymi uwarunkowaniami ogólnoustrojowymi, u których w pierwszym etapie badań zastosowano protezy wykonane według rutynowo stosowanych procedur standardowych w postępowaniu kliniczno-laboratoryjnym. Po zastosowaniu protez prowadzono obserwacje kliniczne i wykonywano konieczne korekty, a następnie po 3-miesięcznym okresie ich użytkowania przeprowadzono badania funkcjonalności protez na podstawie klinicznej oceny obiektywnej, dokonywanej przez lekarza oraz analizy subiektywnych doznań pacjentów i badań instrumentalnych.

Następnie w tej samej grupie przeprowadzono postępowanie zgodnie z procedurą zmodyfikowaną, w ramach której u wszystkich badanych wykonano laserową korektę tkanek jamy ustnej i – po odpowiednim przygotowaniu psychologicznym – powtórzono cykl badań klinicznych oraz instrumentalnych, z tym że badania instrumentalne były powtarzane w ustalonych okresach, tj. po 24 godzinach, po 1 tygodniu i po 3 miesiącach użytkowania protez.

Ze względu na przyjęte (w realizacji tej pracy) założenia co do porównań skuteczności dwóch różnych procedur postępowania kliniczno-laboratoryjnego rozdział ten zredagowano w układzie zawierającym równoległą prezentację wyników dla obydwu etapów badań – przy czym wyniki dla etapu pierwszego w tabelach i tekście oznaczane są jako „grupa K”, a etapu drugiego jako „grupa Z”.

Choć głównym narzędziem metodycznym dla ocen biomechanicznych parametrów okluzji były badania instrumentalne dostarczające danych obiektywnych, to dla całościowej oceny stosowanych procedur musiały być uwzględnione wyniki subiektywnych badań klinicznych. W tym kontekście należy wyróżnić szczególne znaczenie dwóch następujących elementów postępowania klinicznego realizowanych w drugim etapie badań: konsultacyjnej pomocy psychoterapeutycznej i laserowej korekty tkanek podłoża protetycznego. Trzeba bowiem pamiętać, że badano osoby w wieku zaawansowanym (średnia wieku 75 lat), których konsultacyjna pomoc psychologiczna pozytywnie usposabiała do prowadzonego leczenia, co potwierdziła analiza danych zawartych w wypełnianych przez pacjentów ankietach. Natomiast wynikiem korekty laserowej było zdecydowane polepszenie warunków tkankowych dla funkcjonowania protez – co przez ich lepszą stabilizację wpłynęło pozytywnie na poprawę biomechanicznych parametrów okluzji w drugim etapie prowadzonych badań, czyli po zastosowaniu protez wykonanych w BPS.

W ramach przedprotetycznej korekty podłoża, przed czynnościami zmierzającymi do wykonania nowych protez, u wszystkich pacjentów (po pierwszym etapie badań) wykonywano zabiegi laserem chirurgicznym CO₂ w celu polepszenia warunków morfologicznych dla funkcjonowania protez (ryc. 28). Zestawienie rodzaju wykonanych zabiegów przedstawia tabela I.



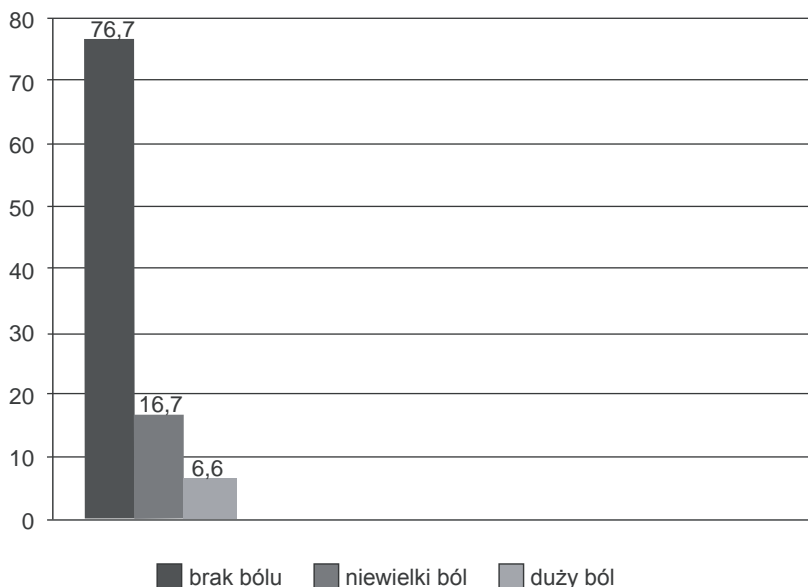
Ryc. 28. Pacjentka B.W. I. 75, bezzębnie szczęki i żuchwy, trudne warunki podłoża protetycznego. Na zdjęciu przedstawiono przebieg przedprotetycznych zabiegów korygujących w zakresie szczęki, tj. pogłębienie przedsionka jamy ustnej techniką laserową (westibuloplastyka) z następowym formowaniem tkanek przy użyciu dotychczas stosowanej protezy z jej podścieleniem materiałem do biologicznej odnowy na okres gojenia pozabiegowego. A. Stan przed zabiegiem westibuloplastyki. B. Pierwszy etap zabiegu westibuloplastyki wykonany laserem CO₂. C. Podścielona proteza masą elastyczną spełniająca funkcję opatrunku formującego gojące się tkanki. D. Stan po wygojeniu – widoczne pogłębienie przedsionka i znaczne powiększenie zasięgu pola protetycznego z uwydatnionym wyrostkiem zębodołowym

Tabela I

Zestawienie rodzaju i liczby zabiegów wykonanych laserem CO₂

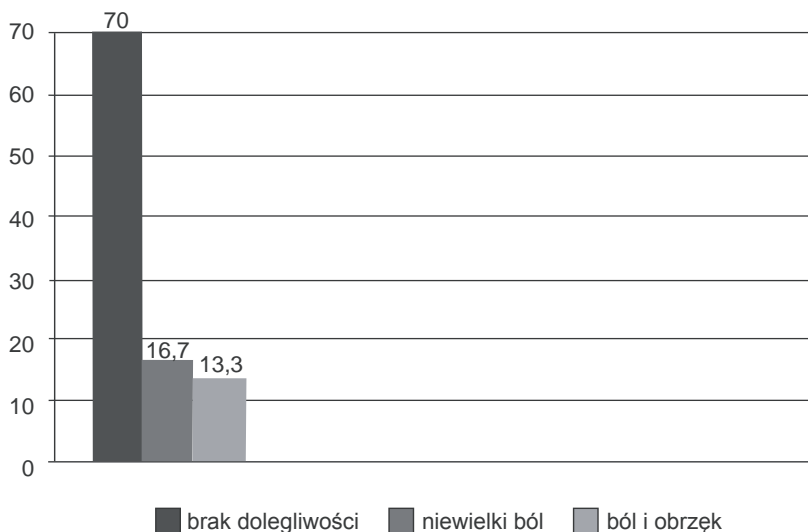
Rodzaj korekty w zakresie błony śluzowej podłoża protetycznego	Liczba
Podcięcie niskiego przyczepu wędzidełka wargi górnej	15
Podcięcie niskiego przyczepu wędzidełka i fałdów policzkowych	10
Pogłębienie przedsionka	5

W opinii większości pacjentów (23 osoby – 76,7 %) zabieg wykonywany laserem CO₂ był bezbolesny i nieobciążający, 16,7% pacjentów (5 osób) podało, iż w jego trakcie odczuwali niewielki ból, a dla 6,6% (2 osoby) zabieg był bolesny (ryc. 29).



Ryc. 29. Dolegliwości bólowe występujące w trakcie zabiegów wykonywanych laserem CO₂

Rany pooperacyjne goiły się przez ziarninowanie: rany nierozległe przez 10 dni, natomiast po zabiegach rozległych, jak vestibuloplastyka, do dwóch tygodni. W trakcie gojenia u 5 pacjentów (16,7%) wystąpił niewielki ból. U 4 pacjentów (13,3%), którzy mieli wykonywany zabieg vestibuloplastyki, w trakcie gojenia wystąpił obrzęk wargi górnej i ból w okolicy pozabiegowej, natomiast u 21 osób (70%) w trakcie gojenia nie obserwowano ani obrzęku, ani bólu (ryc. 30).



Ryc. 30. Dolegliwości bólowe występujące w trakcie gojenia się rany po zabiegu laserem CO₂

Zabiegi z zastosowaniem lasera CO₂ pozwoliły po okresie gojenia na uzyskanie optymalnych warunków podłoża protetycznego dla funkcjonowania protez. Praktyczną, ważną zaletą laserowej korekty tkanek miękkich jest możliwość utrzymania ciągłej hemostazy i cięcia bezkontaktowego, co pozwala na dobry wgląd do pola operacyjnego. Zabieg wykonywany za pomocą lasera CO₂ jest w zasadzie bezkrwawy, a rana nie wymaga zakładania szwów i może być pozostawiona do wyziarninowania, co ma znaczenie w zapobieganiu powstawaniu blizn łącznotkankowych jako zjawiska niekorzystnego z punktu widzenia praktyki protetycznej. Natomiast specjalnie kształtowana w przedstonku jamy ustnej (na bazie dotychczas użytkowanej protezy) masa elastyczna pełni funkcję opatrunku pozabiegowego, stanowiąc równocześnie model formujący gojące się tkanki w obszarze zaplanowanego poszerzenia pola protetycznego (ryc. 28C). W żadnym przypadku nie stwierdzono powikłań w postaci zrostów, a rezultatem zabiegów było skuteczne polepszenie warunków podłoża protetycznego dla funkcjonowania protez zębowych (ryc. 28D).

1. Wyniki badań klinicznych i ich analiza statystyczna

Oceniając stan ogólny 30 pacjentek zakwalifikowanych do badań w ramach realizowanego projektu na podstawie wywiadu ogólnego stwierdzono różnego rodzaju choroby: osteoporozę (24 osoby), choroby serca (20 osób), nadciśnienie tętnicze (18 osób), cukrzycę (16 osób), choroby przewodu pokarmowego (15 osób), zwyrodnienia stawów (10 osób), astmę (8 osób). Wszystkie pacjentki podawały, iż są nadmiernie pobudliwe nerwowo, a prawie połowa (14 osób) była leczona z powodu depresji. Przyczyną utraty zębów była w 22 przypadkach (73%) próchnica, a w 8 (27%) choroby przyzębia.

W ramach realizacji pierwszego etapu badań po zastosowaniu uzupełnień protetycznych wykonanych według procedury standardowej w trakcie ich 3-miesięcznego użytkowania u wszystkich 30 pacjentek (100%) konieczne było przeprowadzenie średnio czterech korekt w zakresie płyty protezy górnej, sześciu w zakresie płyty protezy dolnej oraz trzech w zakresie powierzchni okluzyjnej, podczas gdy w tym samym okresie użytkowania protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej korekty przeprowadzono w 10 przypadkach (33,3%) i była to średnio jedna korekta w zakresie płyty protezy górnej, dwie w obrębie płyty protezy dolnej i jedna w zakresie powierzchni okluzyjnej (tab. II).

U 70% pacjentów korzystających z protez wykonanych według procedury standardowej stwierdzono prawidłowy zasięg płyty protezy górnej, a u 30% nieprawidłowy, natomiast w odniesieniu do protez dolnych w 83,3% przypadków stwierdzono nieprawidłowy zasięg płyty protezy, a w 16,7% prawidłowy. Po zastosowaniu leczenia według procedury zmodyfikowanej prawidłowy zasięg płyty protezy górnej występował u wszystkich pacjentów (100%), natomiast w odniesieniu do płyty protezy dolnej stwierdzono jej prawidłowy zasięg u 28 pacjentów (93,3%) a w 2 przypadkach (6,7%) nieprawidłowy (tab. III i IV, ryc. 31 i 32).

Dane dotyczące klinicznej oceny utrzymania protez (retencja, stabilizacja) zestawiono w tabelach VI–VIII oraz na rycinach 33 i 34.

Tabela II

Liczba i rodzaj korekt wykonywanych w obu grupach badanych pacjentów
w ciągu 3-miesięcznego użytkowania¹

Rodzaj wykonywanych korekt	Średnia liczba korekt w grupie pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej (K)	Średnia liczba korekt w grupie pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury zmodyfikowanej (Z)
Korekty w zakresie płyty protezy górnej	4	1
Korekty w zakresie płyty protezy dolnej	6	2
Korekty w zakresie powierzchni okluzyjnej	3	1

Tabela III

Porównanie zasięgu płyty protezy górnej i dolnej w obu grupach badanych

	Grupa K		Grupa Z		Wyniki testu χ^2 , poziom istotności p
	Prawidłowy	Nieprawidłowy	Prawidłowy	Nieprawidłowy	
	Liczba (%)	Liczba (%)	Liczba (%)	Liczba (%)	
Zasięg płyty protezy górnej	21 (70%)	9 (30%)	30 (100%)	0	$\chi^2 = 10,59$ p = 0,0011
Zasięg płyty protezy dolnej	5 (16,7%)	25 (83,3%)	28 (93,3%)	2 (6,7%)	$\chi^2 = 35,62$ p = 0,0000

Tabela IV

Porównanie zasięgu płyty protezy górnej w obu grupach badanych

Zasięg płyty protezy górnej	Grupa K (%)	Grupa Z (%)	Poziom istotności p
Prawidłowy	70	100	p = 0,0011
Nieprawidłowy	30	0	p = 0,0011

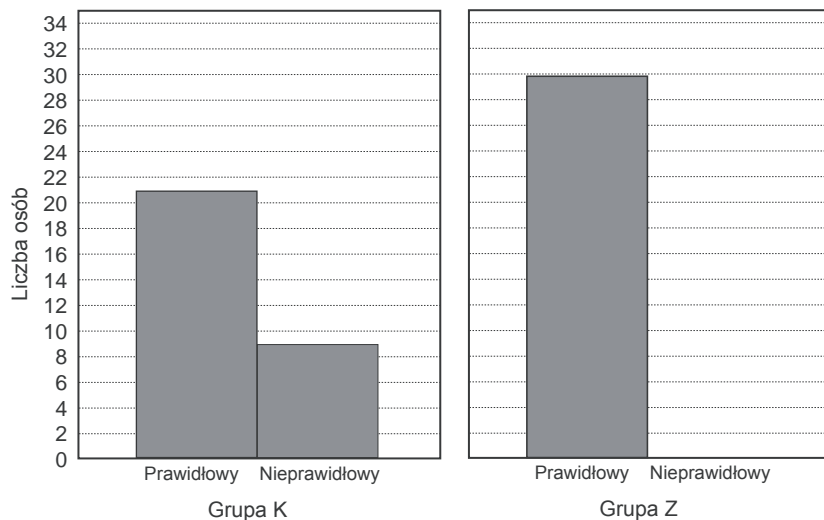
Tabela V

Porównanie zasięgu płyty protezy dolnej w obu grupach badanych

Zasięg płyty protezy dolnej	Grupa K (%)	Grupa Z (%)	Poziom istotności p
Prawidłowy	16,7	93,3	p = 0,0000
Nieprawidłowy	83,3	6,7	p = 0,0000

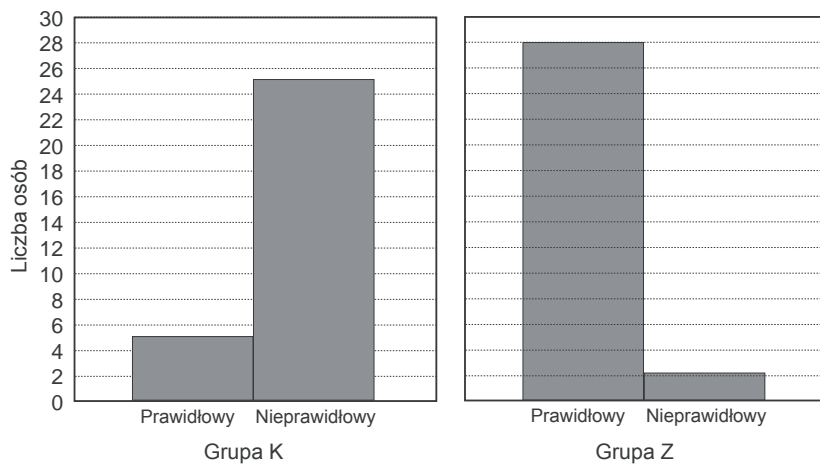
¹ W tabelach i wykresach pojęcie „grupa” odnosi się do rodzaju zastosowanego leczenia protetycznego: Grupa K – leczenie protetyczne wg procedury standardowej, Grupa Z – leczenie protetyczne prowadzone wg procedury zmodyfikowanej z zastosowaniem protez wykonanych w BPS.

Porównanie oceny zasięgu płyty protezy górnej w obydwu grupach badanych
 $\chi^2 = 10,59$ $p = 0,0011$



Ryc. 31. Wykres ilustrujący prawidłowość zasięgu płyty protezy górnej (opis w tekście)

Porównanie zasięgu płyty protezy dolnej w obydwu grupach badanych
 $\chi^2 = 35,62$ $p = 0,0000$



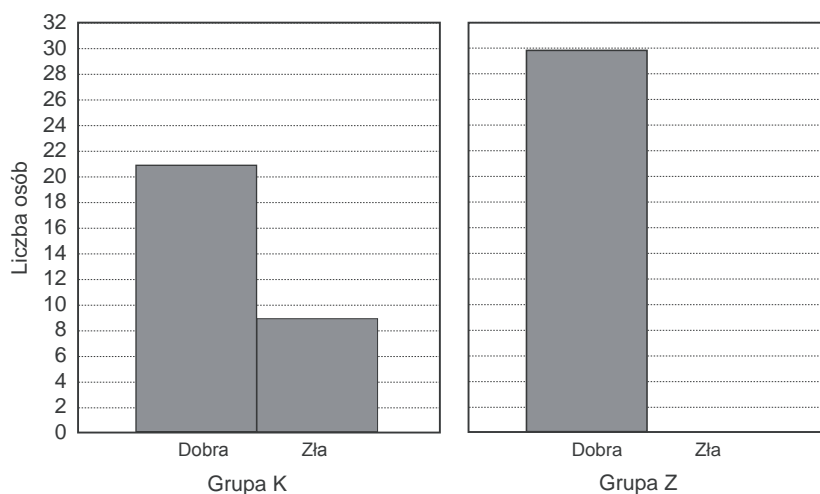
Ryc. 32. Wykres ilustrujący prawidłowość zasięgu płyty protezy dolnej (opis w tekście)

Tabela VI

Porównanie retencji protezy górnej i stabilizacji protezy dolnej w obu grupach badanych po 3-miesięcznym użytkowaniu

	Grupa K		Grupa Z		Wyniki testu χ^2 , poziom istotności p
	Dobra	Zła	Zła	Dostateczna	
	Liczba (%)	Liczba (%)	Liczba (%)	Liczba (%)	
Retencja protezy górnej	21 (70%)	9 (30%)	30 (100%)	0	$\chi^2 = 10,59$ p = 0,0011
Stabilizacja protezy dolnej	5 (16,7%)	25 (83,3%)	28 (93,3%)	2 (6,7%)	$\chi^2 = 35,62$ p = 0,0000

Porównanie retencji protezy górnej w obydwu grupach badanych
 $\chi^2 = 10,59$ p = 0,0011

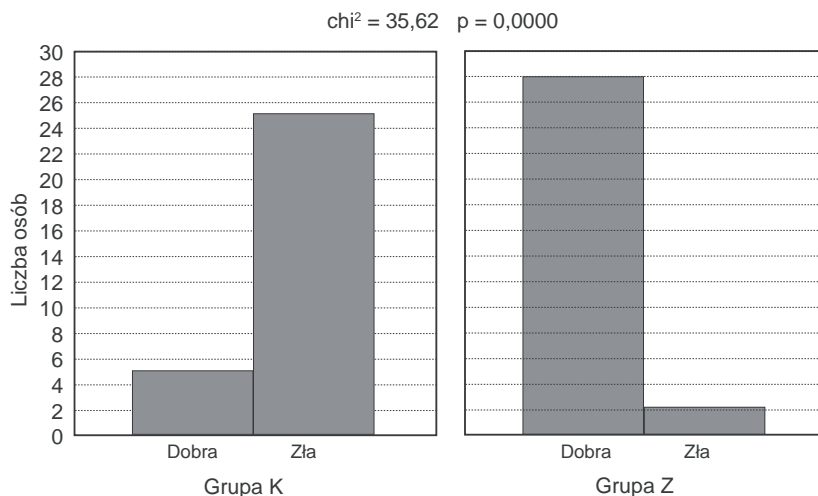


Ryc. 33. Wykres ilustrujący retencję protezy górnej (opis w tekście)

Tabela VII

Porównanie retencji protezy górnej w obu grupach badanych

Retencja protezy górnej (%)	Grupa K (%)	Grupa Z (%)	Poziom istotności p
Dobra	70	100	p = 0,0011
Zła	30	0	p = 0,0011



Ryc. 34. Wykres ilustrujący stabilizację protezy dolnej (opis w tekście)

Tabela VIII

Porównanie stabilizacji protezy dolnej w obu grupach badanych

Stabilizacja protezy dolnej	Grupa K (%)	Grupa Z (%)	Poziom istotności p
Dobra	16,7	93,3	p = 0,0000
Zła	83,3	6,7	p = 0,0000

Analiza statystyczna z zastosowaniem testu χ^2 wykazała, że w zakresie ocenianych parametrów występują różnice statystycznie istotne (tabele VI–VIII, ryc. 33 i 34).

W odniesieniu do wysokości zwarciowej w grupie osób użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej stwierdzono obniżenie wymiaru pionowego w 43,3% (13 osób), co było rezultatem licznych korekt w zakresie powierzchni okluzyjnej, a jednocześnie w odbiorze pacjentów pogarszało efekt estetyczny. Ocena wysokości zwarcia przeprowadzona po leczeniu według procedury zmodyfikowanej i tym samym okresie użytkowania (3 miesiące) nie wykazała nieprawidłowości w postaci podniesienia czy też obniżenia wymiaru pionowego.

W trakcie badania okluzji statycznej i dynamicznej u wszystkich pacjentów (100%) użytkujących protezy całkowite wykonane według procedury standardowej stwierdzano w większym lub mniejszym stopniu występowanie wadliwej okluzji w postaci przeszkód zgryzowych. Było to przyczyną złej fiksacji i stabilizacji protez oraz występowania dolegliwości ze strony błony śluzowej podłoża protetycznego. W związku z tym konieczne były liczne korekty powierzchni okluzyjnej. Po zastosowaniu leczenia według procedury zmodyfikowanej już podczas pierwszego badania kontrolnego w 93,3% (28 osób) przypadków obserwowano równomierny, pełny kontakt okluzyjny zębów przeciwstawnych szczęki i żuchwy, co zapewniało równomierne podparcie protez i ich dobre utrzymanie na podłożu. U 2 pacjentów (6,7%) w tej grupie stwierdzono obecność nielicznych

kontaktów przedwczesnych oraz niewyrównaną powierzchnię okluzyjną wymagającą wykonania stosownych korekt.

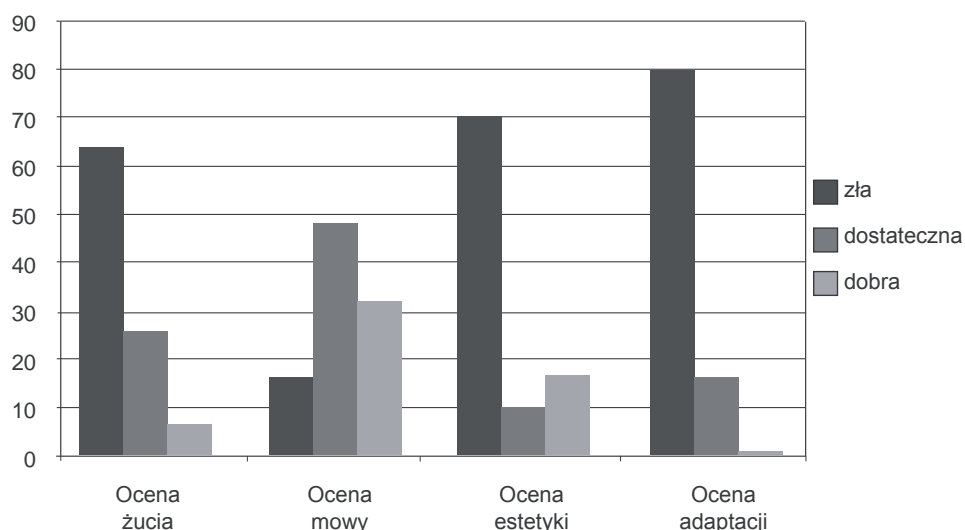
Wyniki dotyczące oceny subiektywnej zastosowanych protez przedstawiono w tabeli IX i na rycinach 35 i 36.

W subiektywnej ocenie funkcji żucia przez pacjentów uwzględniono dwa elementy: fakt korzystania lub niekorzystania z protez do żucia pokarmów oraz informacje dotyczące przebiegu żucia. Stwierdzono, że w grupie pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej 20 osób (66,6%) oceniło funkcję żucia jako złą, gdyż w trakcie żucia pokarmów występowały dolegliwości bólowe ze strony błony śluzowej, utrzymanie protez było złe, wystąpiły trudności w odgryzaniu i przeżuwananiu

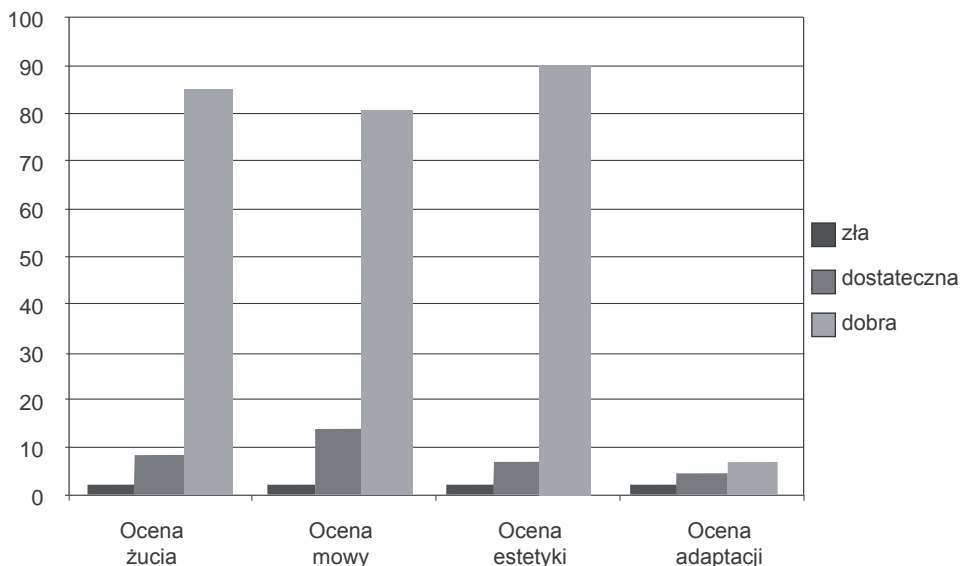
Tabela IX

Wyniki subiektywnej oceny leczenia dokonanej przez pacjentów
po 3-miesięcznym użytkowaniu protez

	Grupa K			Grupa Z			Wyniki testu χ^2 , poziom istotności p
	Zła	Dostateczna	Dobra	Zła	Dostateczna	Dobra	
Ocena funkcji żucia	20 (66,6%)	8 (26,6%)	2 (6,8%)	0	4 (13,4%)	26 (86,6%)	$\chi^2 = 41,90$ p = 0,0000
Ocena funkcji mowy	5 (16,7%)	15 (50%)	10 (33,3%)	0	5 (16,7%)	25 (83,3%)	$\chi^2 = 16,42$ p = 0,0003
Ocena estetyki	22 (73,3%)	3 (10,1%)	5 (16,6%)	0	2 (6,7%)	28 (93,3%)	$\chi^2 = 38,23$ p = 0,0000
Ocena adaptacji	25 (83,3%)	5 (16,7%)	0	0	1 (3,2%)	29 (96,8%)	$\chi^2 = 56,67$ p = 0,0000



Ryc. 35. Wyniki subiektywnej oceny leczenia z zastosowaniem protez wykonanych według procedury tradycyjnej po 3-miesięcznym okresie ich użytkowania



Ryc. 36. Wyniki subiektywnej oceny leczenia z zastosowaniem protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej po 3-miesięcznym okresie ich użytkowania

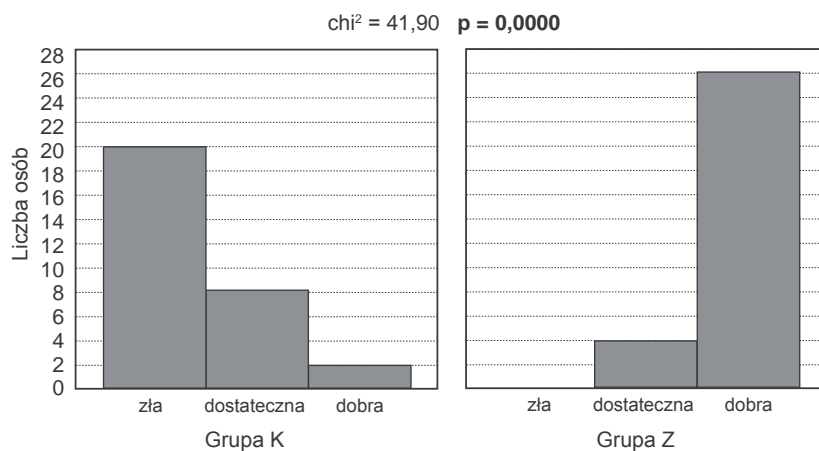
oraz niewystarczająca skuteczność rozdrabniania pokarmów. Trudności te przekraczały możliwości ich pokonania, w związku z czym często pacjenci nie korzystali z protez do żucia pokarmu. Dwie osoby (6,8%) z tej grupy oceniły funkcję żucia jako dobrą, a 8 osób (26,6%) uważało, iż jest ona odtwarzana w sposób dostateczny.

Po zastosowaniu protez wykonanych według metody zmodyfikowanej ocena funkcji żucia była pozytywna w 86,6% przypadków (26 osoby), a w 13,4% przypadków (4 osoby) została oceniona jako dostateczna (ryc. 36). Pacjenci użytkujący protezy wykonane według metody zmodyfikowanej podkreślali duży komfort w trakcie żucia pokarmów polegający na dobrym utrzymaniu protez na podłożu, a także wystarczającą skuteczność w przeżuwaniu i rozdrabnianiu pożywienia. Wszyscy pacjenci z tej grupy korzystali z uzupełnień protetycznych w trakcie spożywania pokarmów.

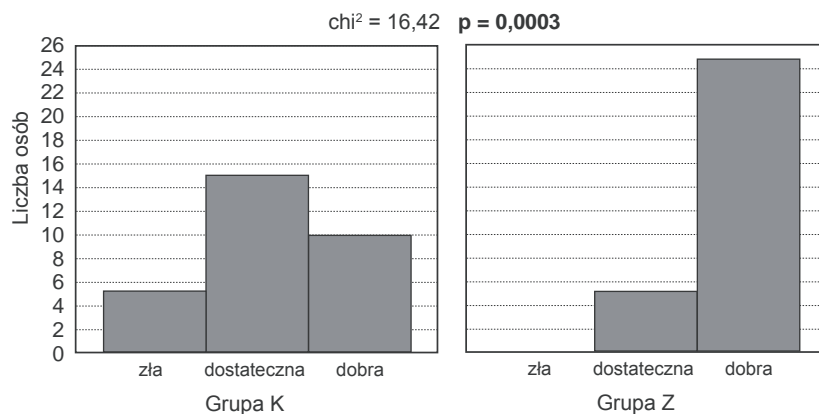
Subiektywna ocena mowy (3 miesiące po zastosowaniu protez) przez pacjentów korzystających z protez wykonanych według procedury standardowej przedstawia się następująco: 10 osób (33,3%) oceniło funkcję mowy jako odtwarzaną w stopniu dobrym, 15 osób (50%) w stopniu dostatecznym, a 5 osób (16,7%) przekazało ocenę całkowicie negatywną. Odpowiednio po zastosowaniu protez wykonanych według metody zmodyfikowanej 25 osób (83,3%) wydało ocenę dobrą, a 5 osób (16,7%) dostateczną, natomiast ocen całkowicie negatywnych nie zgłoszono (ryc. 38.)

Subiektywną ocenę estetyki dokonaną przez pacjentów ilustruje rycina 39.

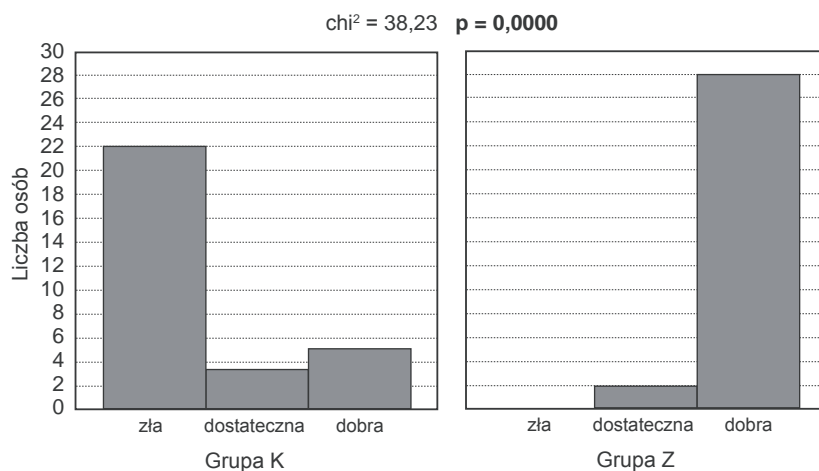
Adaptację do protez pacjenci oceniali na podstawie subiektywnych doznań przystosowawczych do zastosowanych protez, które określano jako złe, dostateczne i bardzo dobre. W zakres tych doznań wchodziły w szczególności: tolerancja protez jako ciała obcego, przyzwyczajanie do ich obecności w jamie ustnej oraz stopień nabycia umiejętności posługiwania się protezami w czasie żucia i mówienia. Oceny zostały przedstawione w tabeli IX oraz na rycinie 40). W grupie osób posługujących się protezami



Ryc. 37. Porównanie wyników subiektywnej oceny żucia po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach

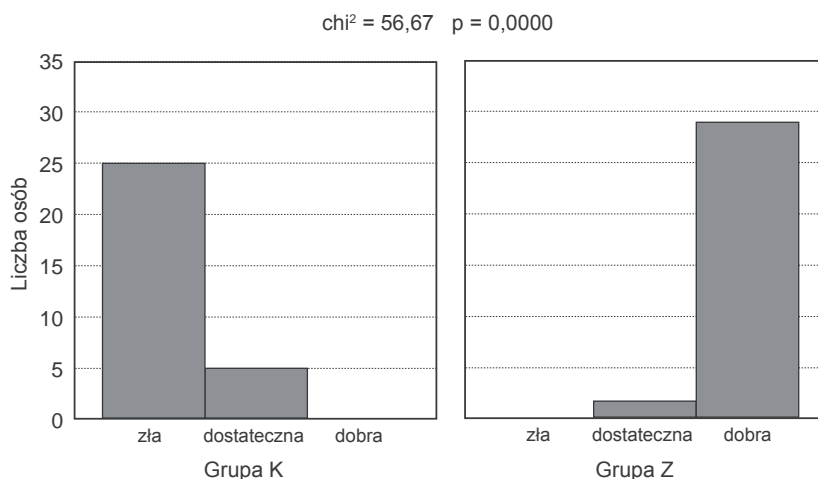


Ryc. 38. Porównanie wyników subiektywnej oceny funkcji mowy po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach



Ryc. 39. Porównanie wyników subiektywnej oceny estetyki po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach

wykonanymi według procedury standardowej 83,3% (25 osób) oceniło adaptację jako złą, gdyż po okresie 3 miesięcy ich użytkowania nadal odczuwało protezę jako ciało obce, a złe utrzymanie protez stwarzało problemy z ich posługiwaniem się w trakcie żucia i mówienia. Nikt z tej grupy nie ocenił adaptacji do protez jako dobrej, a 16,7% pacjentów (5 osób) uznało, że zaadaptowało się do protez w stopniu dostatecznym. Po zastosowaniu protez wykonanych według metody zmodyfikowanej i po 3-miesięcznym okresie ich użytkowania odsetek osób oceniających adaptację jako dobrą wynosił 96,8% (29 osób), a jako dostateczną 13,2% (1 osoba).



Ryc. 40. Porównanie wyników subiektywnej oceny procesów adaptacyjnych po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach

Analiza statystyczna dotycząca subiektywnej oceny wyników leczenia protetycznego przeprowadzonego dwiema różnymi metodami wykazała, iż w zakresie wszystkich ocenianych parametrów występują różnice istotne statystycznie.

Porównując subiektywne odczucia pacjentów leczonych dwiema różnymi procedurami postępowania kliniczno-laboratoryjnego, można wnioskować, że procedura zmodyfikowana jest korzystniejsza z punktu widzenia fizjologii US, przez co łatwiej dochodzi do wytworzenia się mechanizmów przystosowawczych, a to prowadzi do akceptacji zastosowanych uzupełnień protetycznych, potwierdzonej pozytywnymi opiniami pacjentów.

2. Wyniki badań instrumentalnych i ich ocena statystyczna

Równolegle z oceną kliniczną realizowano program badań instrumentalnych – w ustalonych cyklach czasowych (opis w rozdz. III) – w celu uzyskania danych obiektywnych co do parametrów określających biomechaniczne warunki okluzyjne po rehabilitacji narządu żucia przeprowadzanej według dwóch różnych procedur postępowania kliniczno-laboratoryjnego.

2.1. Wyniki komputerowej analizy okluzji

W toku badań za pomocą komputerowego systemu T-scan II rejestrowano następujące parametry charakteryzujące biomechanikę okluzji: czas od momentu pierwszego kontaktu zwarciovego do uzyskania maksymalnego nacisku na czujnik, udział poszczególnych odcinków łuku zębowego w wyzwaniu siły maksymalnej oraz – w celu oceny symetryczności obciążenia łuku zębowego – różnicę udziału prawej i lewej strony w wytwarzaniu siły maksymalnej.

Tabela X

Średnie wartości czasu okluzji uzyskane w kolejnych badaniach

Średnie wartości czasu od momentu pierwszego kontaktu zwarciovego do uzyskania maksymalnej siły w protezach				
Okresy badawcze	Badanie I Grupa K	Badanie II Grupa Z po 24 h	Badanie III Grupa Z po 1 tyg.	Badanie IV Grupa Z po 3 mies.
$\bar{x} \pm s$ [min.–maks.]	1,08 \pm 0,39 [0,27–1,89]	1,24 \pm 0,43 [0,38–1,90]	0,92 \pm 0,33 [0,19–1,59]	0,79 \pm 0,27 [0,28–1,20]

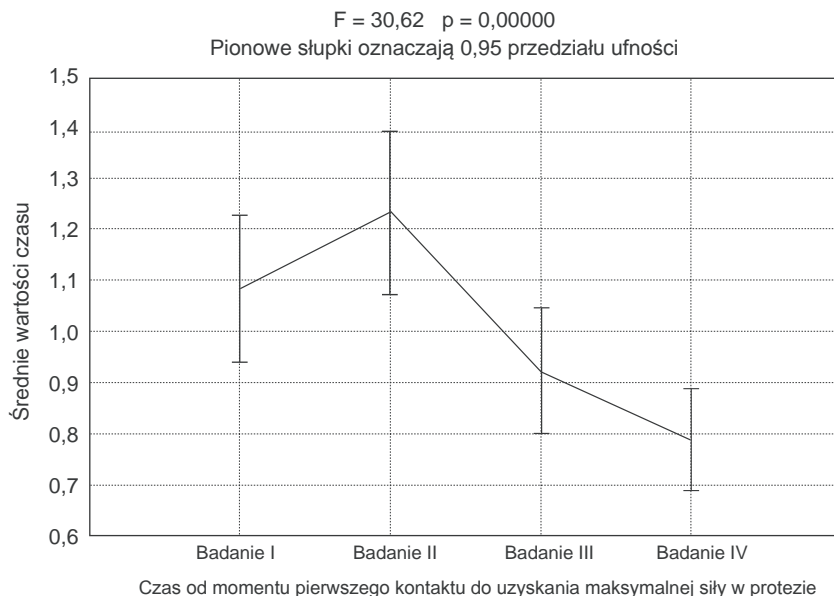
Średnie wartości czasu od momentu pierwszego kontaktu zwarciovego do uzyskania siły maksymalnej przedstawiono w tabeli X. W grupie pacjentów korzystających z protez wykonanych według procedury standardowej po ich 3-miesięcznym okresie użytkowania uzyskano średnią wartość czasu 1,08 s. Po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej, w pierwszym badaniu (po 24 h) obserwowano wydłużenie czasu w stosunku do poprzednio użytkowanych protez o 0,15 s, natomiast w kolejnych badaniach czas ten ulegał skróceniu i po 3 miesiącach uzyskano średnią wartość 0,78 s, czyli w stosunku do poprzednio użytkowanych protez czas ten uległ skróceniu o 0,45 s.

Analiza statystyczna wykazała, że między uzyskanymi wartościami występuje statystycznie istotna różnica, a najwyższy poziom istotności $p = 0,000$ stwierdzono między badaniem I i IV. Szczegółowe dane zawarto w tabelach XI i XII oraz zilustrowano wykresami na rycinach 41 i 42.

Tabela XI

Poziom istotności dla czasu okluzji

Porównanie czasu od momentu pierwszego kontaktu zwarciovego do uzyskania maksymalnej siły w protezach – analiza wariancji dla pomiarów powtarzanych				
Badanie I Grupa K	Badanie II Grupa Z po 24 h	Badanie III Grupa Z po 1 tyg.	Badanie IV Grupa Z po 3 mies.	Wynik testu F, poziom istotności p
1,08 \pm 0,39 s	1,24 \pm 0,43 s	0,92 \pm 0,33 s	0,79 \pm 0,27 s	F = 30,62 p = 0,0000



Ryc. 41. Wykres średnich wartości czasu okluzji w kolejnych badaniach

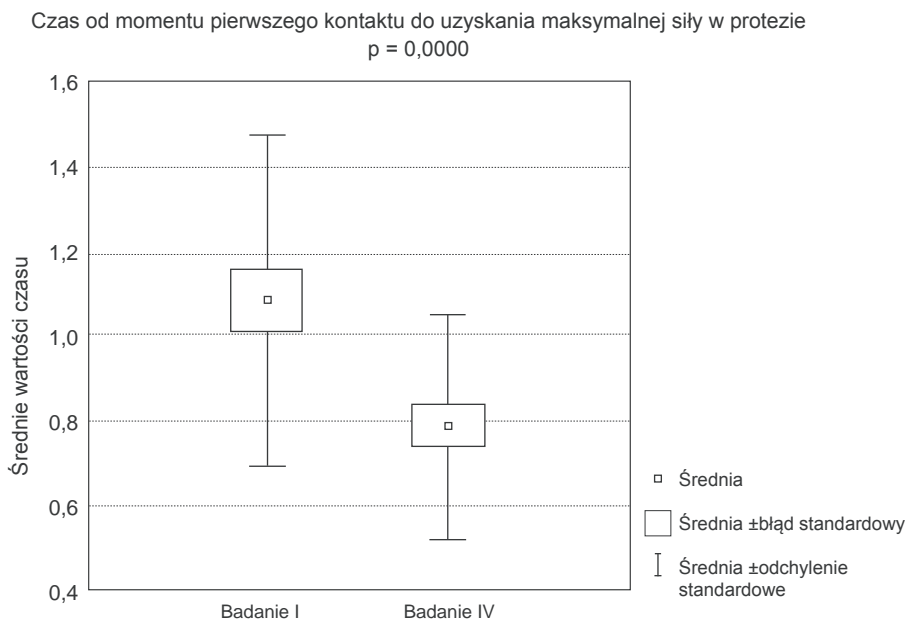
Tabela XII

Poziom istotności występujący między poszczególnymi badaniami

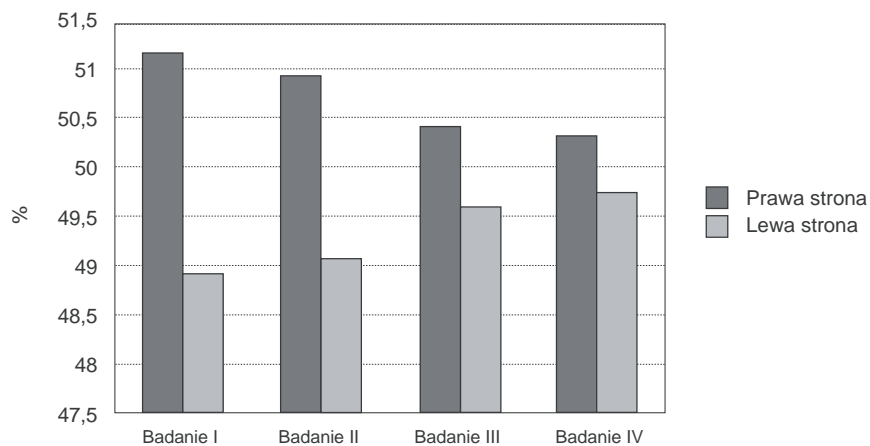
Test <i>post hoc</i> Tukeya					
	Czas	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,0153	0,0084	0,0000
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,0153		0,0001	0,0001
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0084	0,0001		0,0436
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0000	0,0001	0,0436	

Analizując procentowy udział obu stron łuku zębowego w wyzwaniu siły maksymalnej (ryc. 43, tab. XIII), stwierdzono, iż u pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury tradycyjnej występowała różnica między prawą a lewą stroną rzędu 44,83%, natomiast po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej już po 24 godzinach obserwowano bardziej równomierny rozkład obciążeń okluzyjnych po obu stronach łuku zębowego, który dla strony prawej wynosił 50,94%, a dla strony lewej 49,06%. W kolejnych badaniach po 1 tygodniu uzyskano wartości 50,41% dla strony prawej i 49,59% dla strony lewej przy różnicy 14,67%, a po 3 miesiącach 50,31% i 49,73% (różnica 4,54%). Zakładając, że procentowe obciążenie strony prawej i lewej powinno wynosić około 50%, uzyskiwane w kolejnych badaniach wartości świadczą o symetrycznym rozkładzie obciążeń po obu stronach łuku zębowego, co dla oceny biomechanicznych warunków funkcjonowania protez ma szczególne znaczenie.

Analiza statystyczna badanych wartości z zastosowaniem testu ANOVA Friedmana i testu kolejności par Wilcozona wykazała wysoki poziom istotności $p = 0,0000$ stwier-



Ryc. 42. Porównanie czasu okluzji testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)



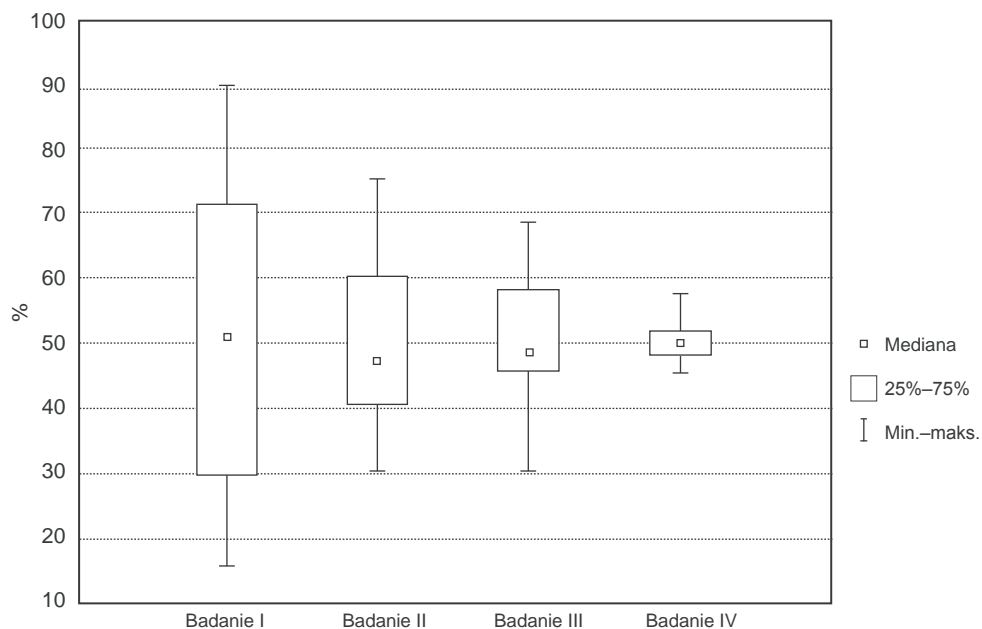
Ryc. 43. Procentowy udział strony prawej i lewej łuku zębowego w wyzwalaniu siły maksymalnej przedstawiony graficznie

dzany przy porównywaniu różnic w rozkładzie obciążeń okluzyjnych w różnych okresach badania (ryc. 48–50, tab. XIII i XVI). Różnice te występowały między kolejnymi badaniami i również stwierdzono je między badaniem I i IV. Wyniki te mogą świadczyć o korzystniejszym, symetrycznym obciążeniu obu stron łuku zębowego po zastosowaniu procedury zmodyfikowanej.

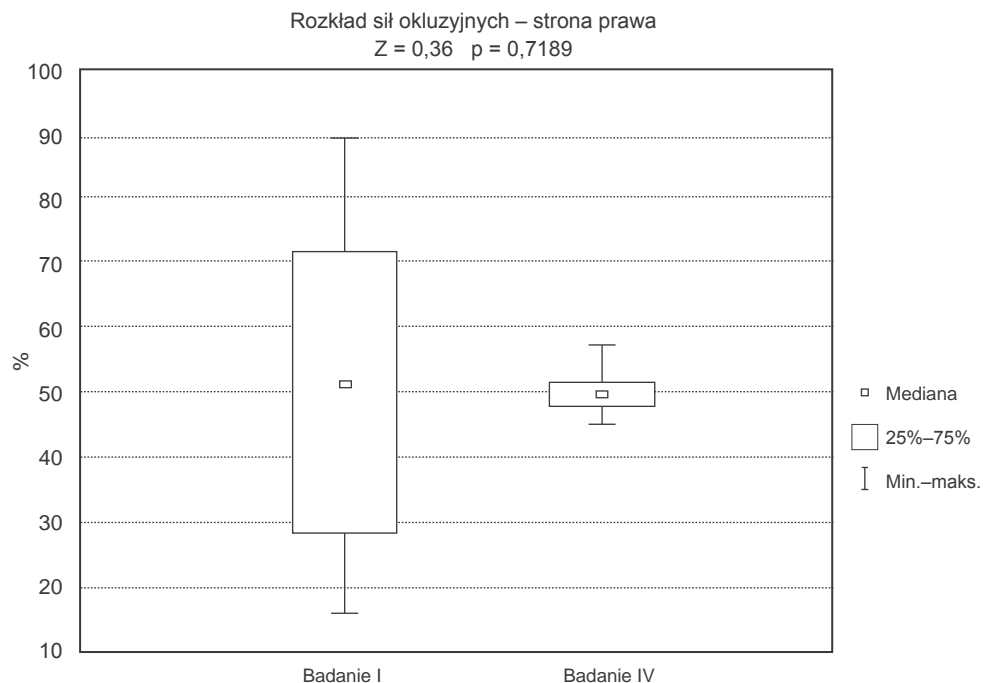
Parametry komputerowej analizy zwarcia – udział poszczególnych stron łuku zębowego w wyzwalaniu maksymalnej siły nacisku na czujnik

Porównanie pomiędzy poszczególnymi badaniami – test ANOVA Friedmana			
Okresy badawcze	Strona prawa $\bar{x} \pm s$ mediana	Strona lewa $\bar{x} \pm s$ mediana	Różnica (P – L) $\bar{x} \pm s$ mediana
Badanie I Grupa K	51,13 \pm 24,15 51,3	48,93 \pm 24,22 48,7	44,83 \pm 16,17 43,6
Badanie II Grupa Z po 24 h	50,94 \pm 12,14 47,55	49,06 \pm 12,14 52,45	20,81 \pm 11,76 19,6
Badanie III Grupa Z po 1 tyg.	50,41 \pm 9,08 48,6	49,59 \pm 9,08 51,4	14,67 \pm 10,38 13,7
Badanie IV Grupa Z po 3 mies.	50,31 \pm 3,05 49,8	49,73 \pm 3,07 50,3	4,54 \pm 4,06 3,0
Wyniki testu ANOVA	$\chi^2 = 0,28$ $p = 0,9637$	$\chi^2 = 0,28$ $p = 0,9637$	$\chi^2 = 84,28$ $p = 0,0000$

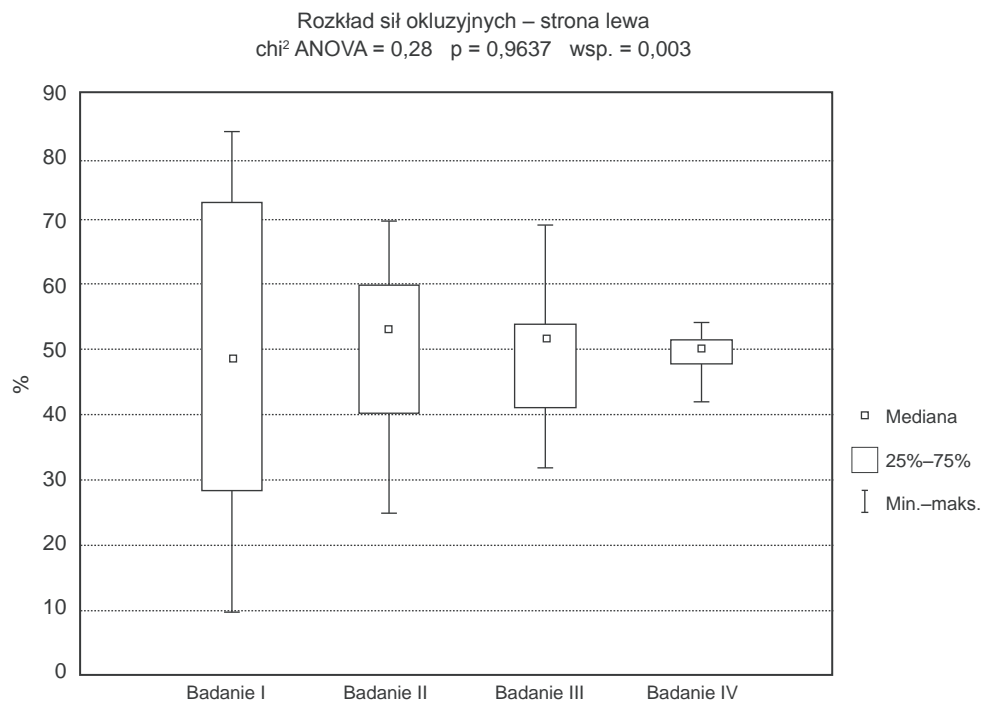
Rozkład sił okluzyjnych – strona prawa
 χ^2 ANOVA = 0,28 $p = 0,9637$ wsp. = 0,003



Ryc. 44. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej w poszczególnych badaniach testem ANOVA Friedmana



Ryc. 45. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)



Ryc. 46. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie lewej w poszczególnych badaniach testem ANOVA Friedmana

Tabela XIV

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej między kolejnymi badaniami

Test kolejności par Wilcoxona					
	Strona prawa	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,9344	0,6509	0,7188
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,9344		0,7892	0,8290
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,6509	0,7892		0,9018
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,7188	0,8290	0,9018	

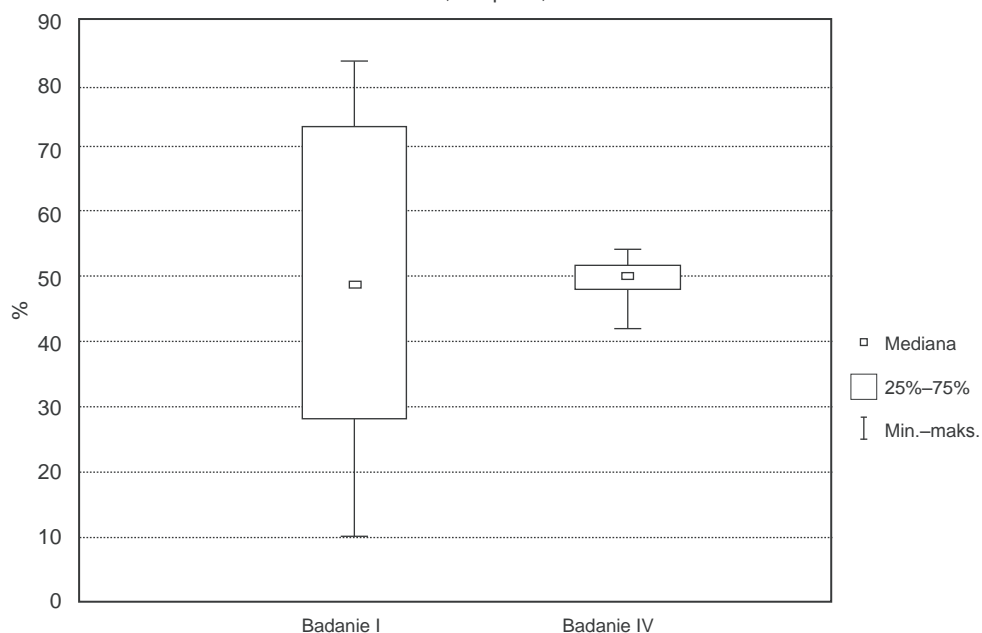
Tabela XV

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla rozkładu sił okluzyjnych po stronie lewej między kolejnymi badaniami

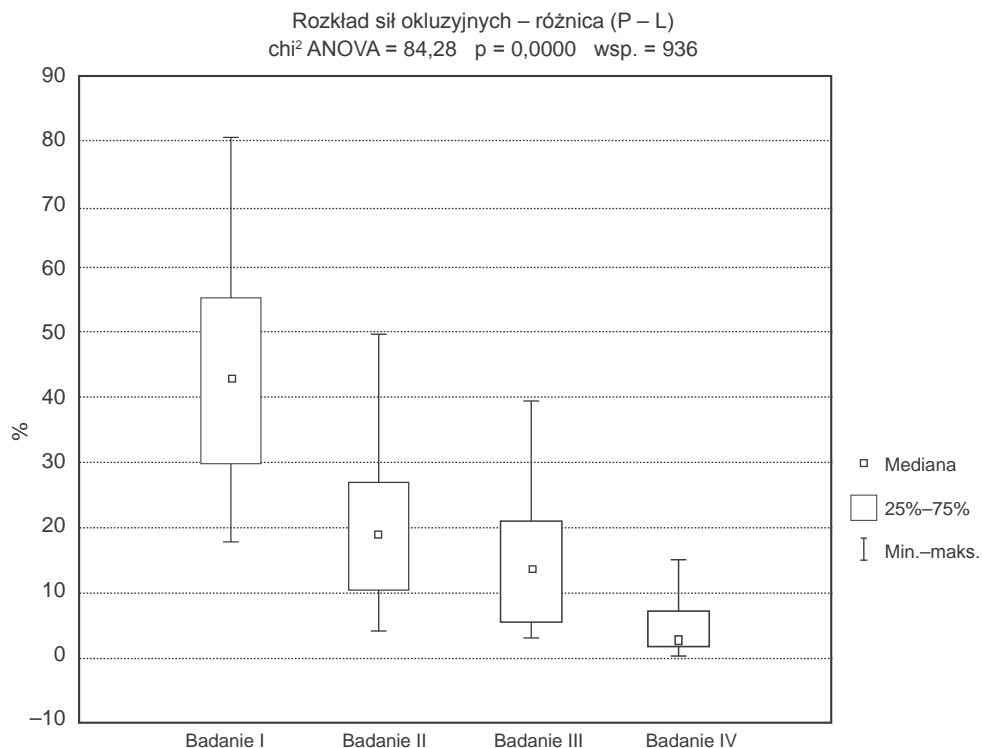
Test kolejności par Wilcoxona					
	Strona lewa	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,9754	0,6959	0,7655
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,9754		0,7813	0,8290
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,6959	0,7813		0,9017
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,7655	0,8290	0,9017	

Rozkład sił okluzyjnych – strona lewa

$Z = 0,30$ $p = 0,7655$



Ryc. 47. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie lewej testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)



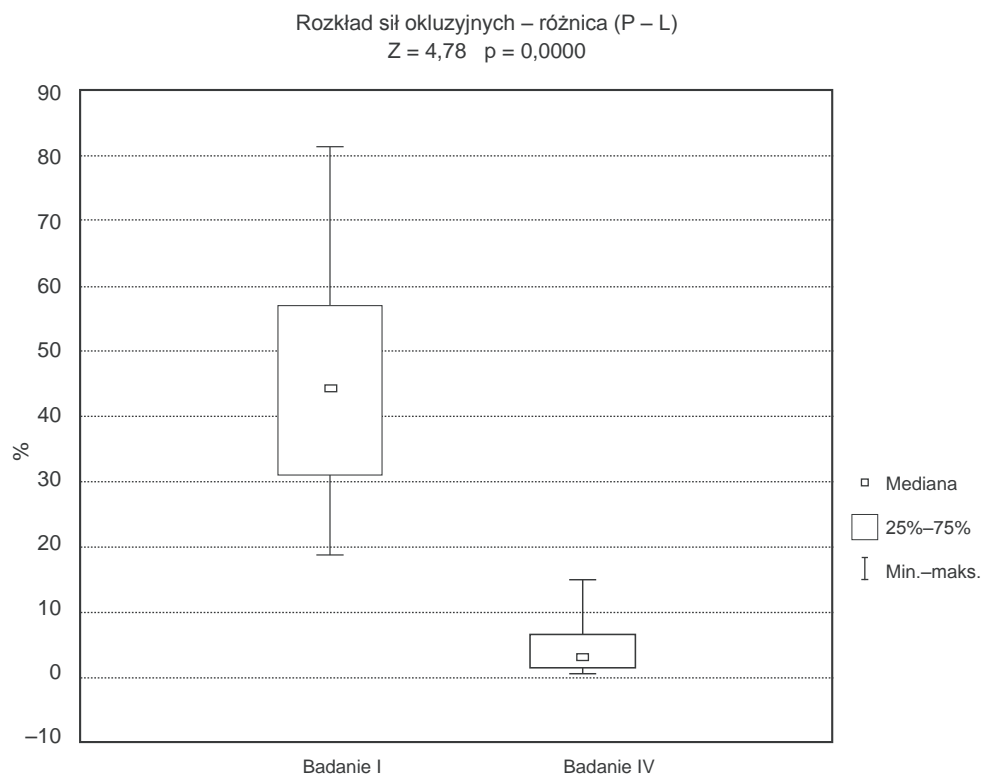
Ryc. 48. Porównanie różnicy rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej i lewej testem ANOVA Friedmana w poszczególnych badaniach

Tabela XVI

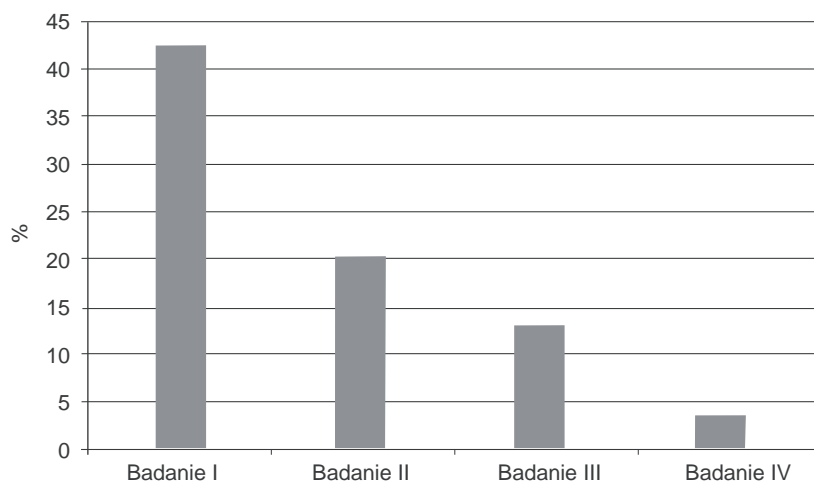
Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla różnicy rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej i lewej między kolejnymi badaniami

Test kolejności par Wilcoxona					
	Różnica (P – L)	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,0000	0,0000	0,0000
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,0000		0,0000	0,0000
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0000	0,0000		0,0000
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0000	0,0000	0,0000	

Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,05$.

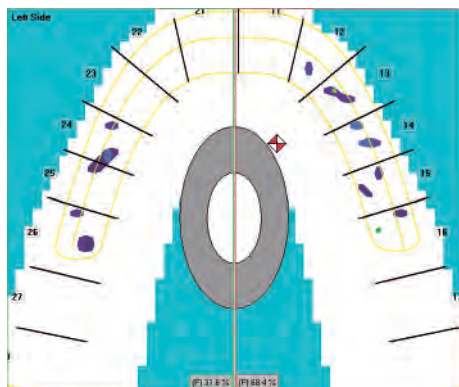


Ryc. 49. Porównanie różnicy rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej i lewej testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

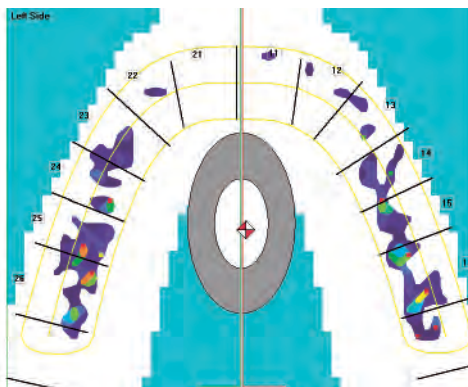


Ryc. 50. Różnice udziału prawej i lewej strony łuku zębowego w wyzwalaniu maksymalnej siły (przedstawione w formie graficznej)

W analizie biomechaniki narządu żucia ważna jest również ocena ułożenia wypadkowej sił okluzyjnych. U wszystkich pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej ułożenie wypadkowej sił okluzyjnych podczas zagryzania i po uzyskaniu kontaktów maksymalnych odbiegało od osi symetrii szczęki (ryc. 51). Po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej już podczas pierwszego badania stwierdzono symetrię ułożenia wektora wypadkowej sił okluzyjnych i stan ten utrzymywał się trwale, co potwierdzono w kolejnych badaniach (ryc. 52).



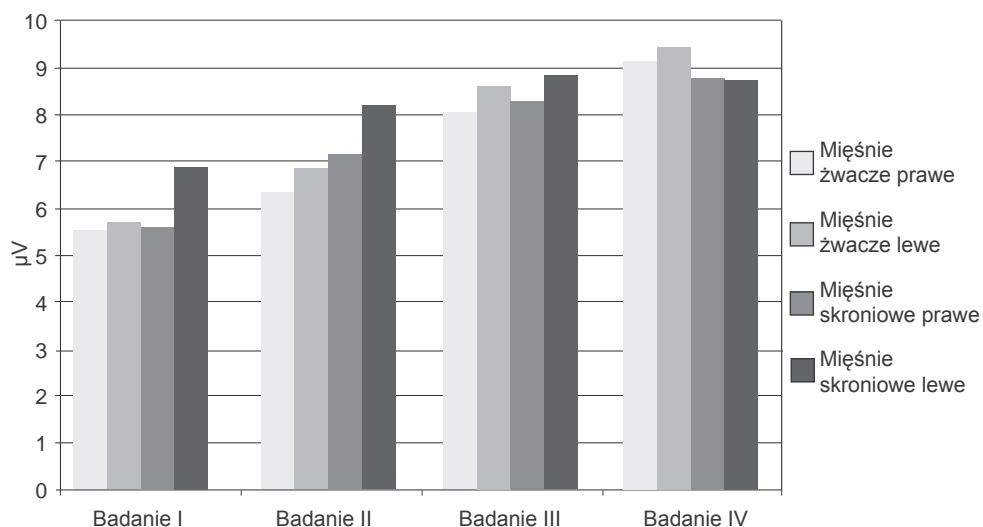
Ryc. 51. Opis w tekście



Ryc. 52. Opis w tekście

2.2. Wyniki elektromiograficznego pomiaru napięcia i poziomu okluzyjnej aktywności mięśni żucia

Średnie wartości potencjałów elektrycznej aktywności mięśni żwaczy i części przedniej mięśni skroniowych uzyskane w badaniach EMG przedstawiają zamieszczone poniżej tabele i wykresy, w których uwzględniono również wyniki analizy statystycznej.

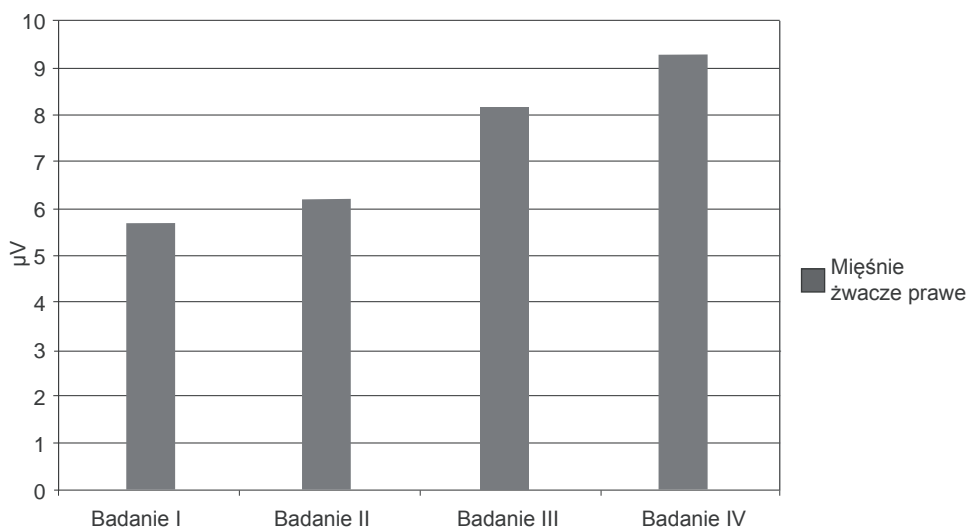


Ryc. 53. Zbiorcze zestawienie średnich wartości potencjałów elektrycznych mięśni żwaczy i skroniowych w poszczególnych badaniach

Tabela XVII

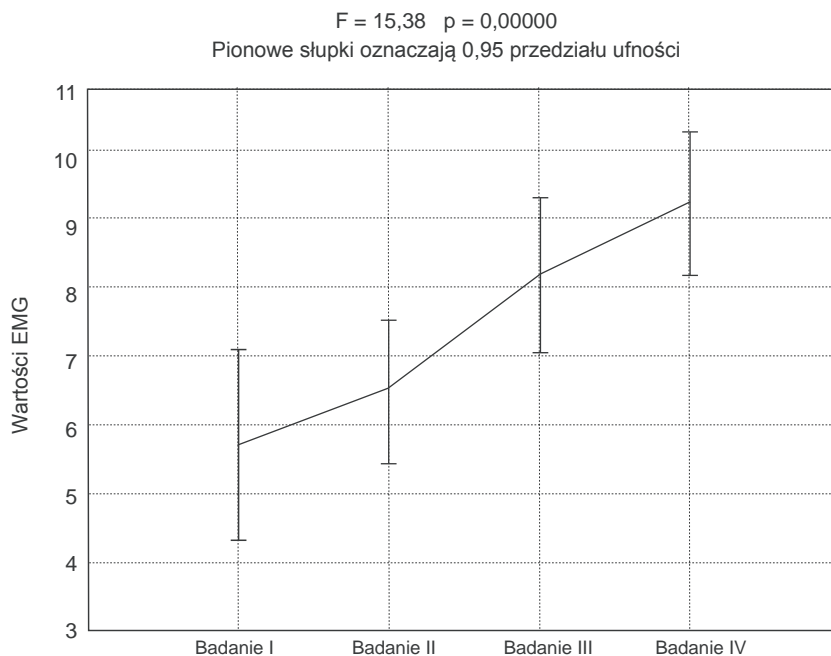
Porównanie wartości średnich potencjałów elektrycznych mięśni żwaczy i skroniowych
(wartości podane w μV)

Porównanie pomiędzy poszczególnymi badaniami – analiza wariancji dla powtarzanych pomiarów				
Okresy badawcze	Mięśnie żwacze prawe $\bar{x} \pm s$	Mięśnie żwacze lewe $\bar{x} \pm s$	Mięśnie skroniowe prawe $\bar{x} \pm s$	Mięśnie skroniowe lewe $\bar{x} \pm s$
Badanie I Grupa K	5,73 \pm 3,72	5,82 \pm 2,77	5,96 \pm 2,37	7,08 \pm 3,04
Badanie II Grupa Z po 24 h	6,53 \pm 2,86	7,01 \pm 2,57	7,34 \pm 2,97	8,41 \pm 3,77
Badanie III Grupa Z po 1 tyg.	8,23 \pm 3,06	8,79 \pm 2,91	8,49 \pm 3,43	9,05 \pm 3,85
Badanie IV Grupa Z po 3 mies.	9,28 \pm 2,84	9,65 \pm 3,11	8,90 \pm 3,60	8,91 \pm 3,42
Wyniki analizy wariancji	F = 15,38 p = 0,0000	F = 20,07 p = 0,0000	F = 25,64 p = 0,0000	F = 5,58 p = 0,0015



Ryc. 54. Średnie wartości potencjałów prawych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach

W grupie pacjentów, u których zastosowano protezy całkowite wykonane według procedury standardowej, po 3 miesiącach ich użytkowania średnia wielkość zarejestrowanych potencjałów z mięśni żwaczy wynosiła 5,73 μV dla strony prawej oraz 5,82 μV dla strony lewej, a rozkład wartości minimalnych i maksymalnych wynosił średnio 1,2 μV i 15,3 μV dla prawych mięśni żwaczy oraz 1,6 μV i 13,7 μV dla lewych mięśni żwaczy. Po leczeniu metodą zmodyfikowaną średnie wartości potencjałów uzyskane z mięśni żwaczy przedstawiały się następująco: w badaniu po 24 godzinach po stronie prawej



Ryc. 55. Wykres średnich wartości potencjałów prawych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach

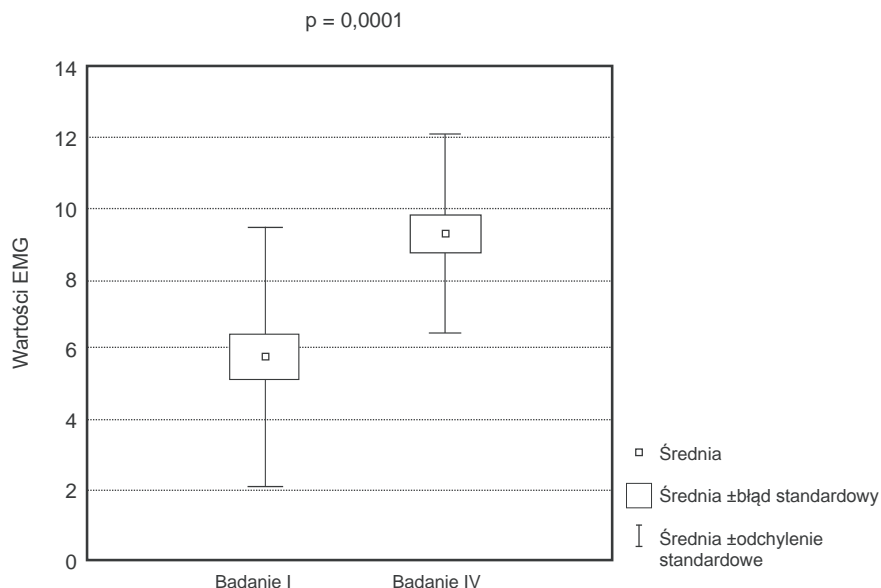
Tabela XVIII

Poziom istotności w teście *post hoc* Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych prawych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach

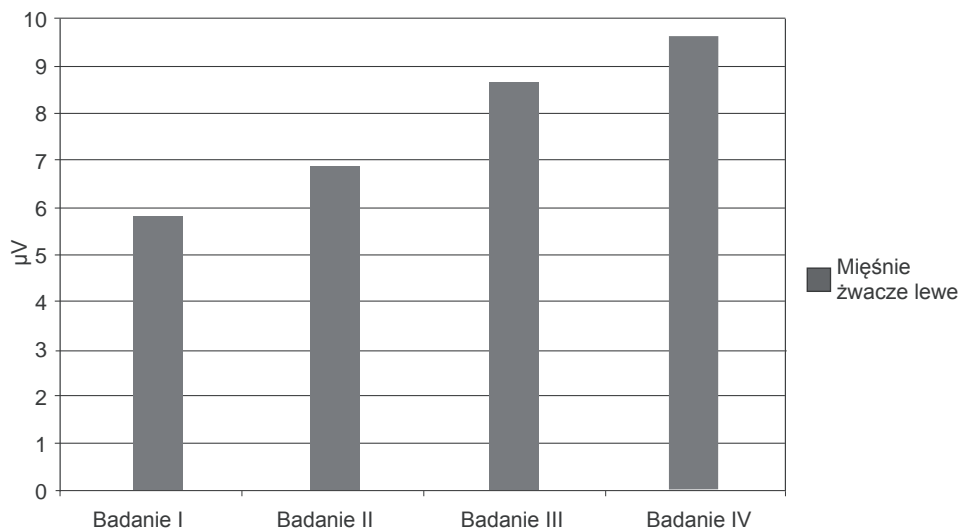
Test <i>post hoc</i> Tukeya					
	Mięśnie żwacze prawe	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,5203	0,0004	0,0001
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,5203		0,0220	0,0003
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0004	0,0220		0,2738
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0001	0,0003	0,2738	

6,53 μV (wartości graniczne 2,1 μV i 12,5 μV), a po stronie lewej 7,01 μV (wartości graniczne 2,4 μV i 15,5 μV), po 1 tygodniu 8,23 μV (wartości graniczne 2,2 μV i 15,7 μV) dla strony prawej i 8,79 μV (wartości graniczne 2,8 μV i 16,0 μV) dla strony lewej, po 3 miesiącach po stronie prawej 9,28 μV (wartości graniczne 4,8 μV i 15,3 μV) i 9,65 μV (wartości graniczne 4,5 μV i 17,9 μV) po stronie lewej (tab. XVII, ryc. 53, 54 i 57).

U pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej po 3 miesiącach ich użytkowania w badaniach EMG stwierdzono, że mięśnie skroniowe wytwarzały potencjały o średniej wartości 5,96 μV (wartości graniczne 2,2 μV i 11,2 μV) po stronie prawej i 7,08 μV (wartości graniczne 2,0 μV i 15,6 μV) po stronie lewej. Natomiast po leczeniu według procedury zmodyfikowanej wartość potencjałów reje-

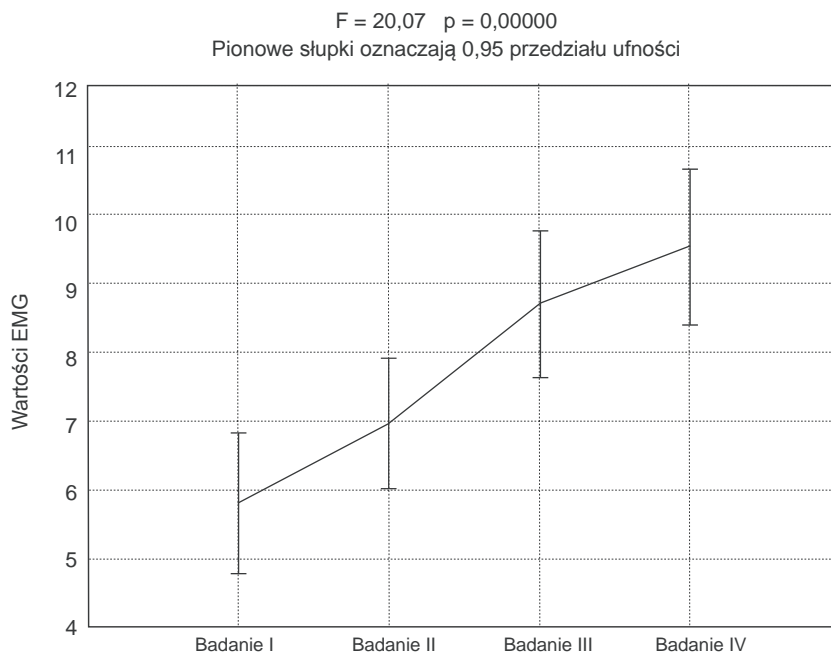


Ryc. 56. Porównanie wielkości potencjałów prawych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)



Ryc. 57. Średnie wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach

strowanych na mięśniach skroniowych wynosiła w badaniu po 24 godzinach: $7,34 \mu\text{V}$ (wartości graniczne $1,2 \mu\text{V}$ i $12,6 \mu\text{V}$) po stronie prawej i $8,41 \mu\text{V}$ (wartości graniczne $1,0 \mu\text{V}$ i $17,9 \mu\text{V}$) po stronie lewej, w badaniu po 1 tygodniu $8,49 \mu\text{V}$ (wartości graniczne $1,7 \mu\text{V}$ i $15,9 \mu\text{V}$) dla strony prawej i $9,05 \mu\text{V}$ (wartości graniczne $2,1 \mu\text{V}$ i $17,5 \mu\text{V}$) dla strony lewej, a po 3 miesiącach użytkowania protez uzyskano wartości $8,90 \mu\text{V}$



Ryc. 58. Wykres średnich wartości potencjałów lewych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach

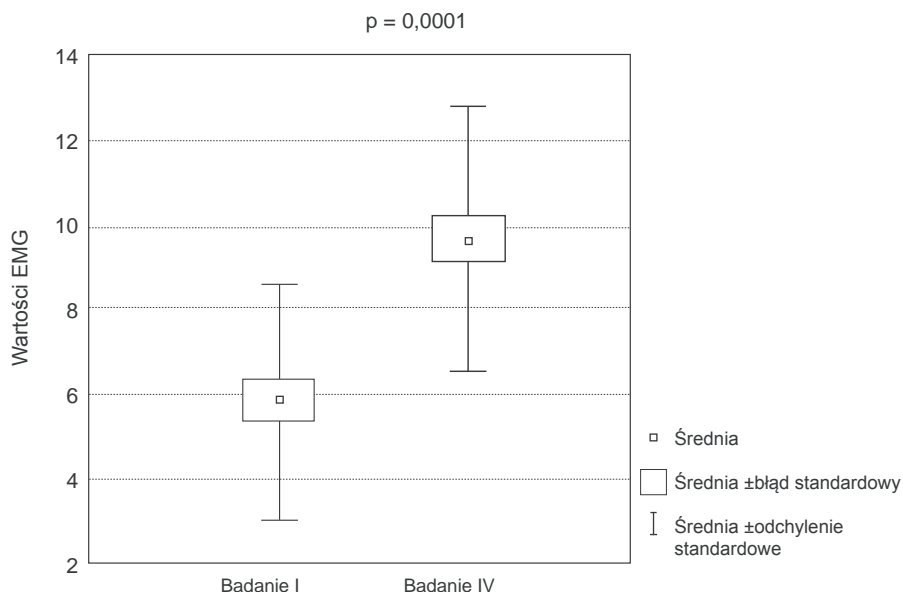
Tabela XIX

Poziom istotności w teście *post hoc* Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach

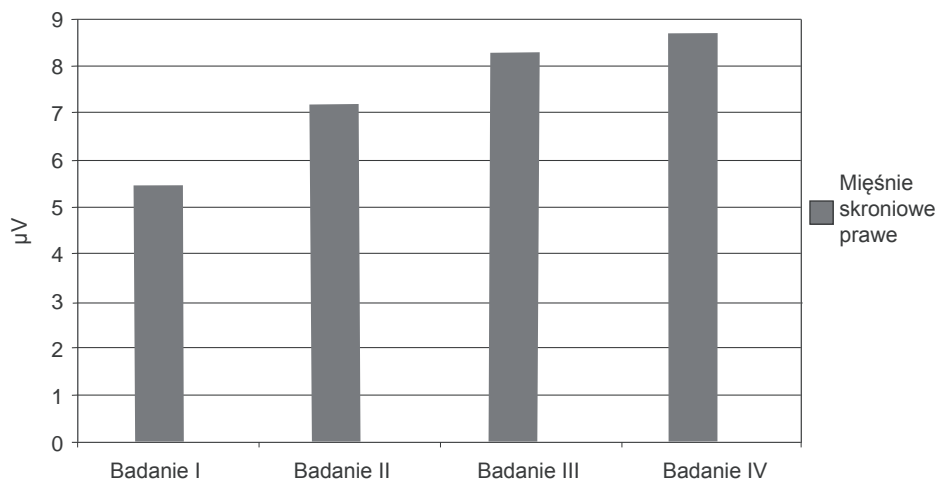
Test <i>post hoc</i> Tukeya					
	Mięśnie żwacze lewe	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,1392	0,0001	0,0001
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,1392		0,0081	0,0002
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0001	0,0081		0,4029
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0001	0,0002	0,4029	

(wartości graniczne $1,8 \mu V$ i $17,8 \mu V$) dla mięśni po stronie prawej i $8,91 \mu V$ (wartości graniczne $1,7 \mu V$ i $17,3 \mu V$) dla mięśni po stronie lewej (tab. XVII, ryc. 60 i 63).

Dla biomechanicznej oceny badanych zjawisk ważny jest fakt, że po zastosowaniu uzupełnień protetycznych wykonanych według procedury zmodyfikowanej już w pierwszym badaniu (po 24 h użytkowania protez) odnotowano wzrost aktywności elektrycznej badanych mięśni, który systematycznie zwiększał się w trakcie procesu adaptacji. Po 3 miesiącach wartości potencjałów uzyskane z mięśni żwaczy i skroniowych były znacznie wyższe od tych, które zmierzono po takim samym okresie użytkowania protez wykonanych według procedury standardowej (tab. XVIII, ryc. 55). Analiza statystyczna z zastosowaniem testu wariancji dla powtarzalnych pomiarów ANOVA i testu *post hoc* Tukeya wykazała, że w odniesieniu do prawych i lewych mięśni żwaczy różnice w po-

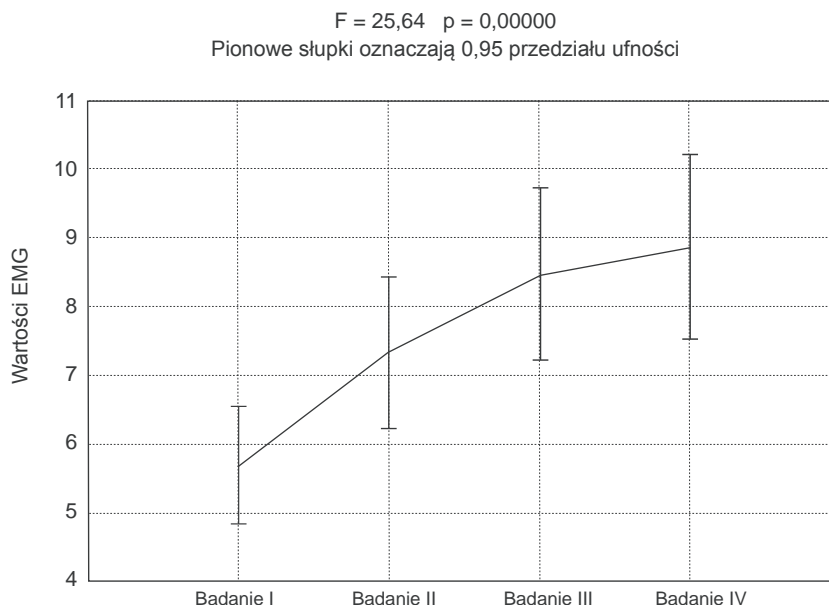


Ryc. 59. Porównanie wielkości potencjałów lewych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)



Ryc. 60. Średnie wartości potencjałów elektrycznych prawych mięśni skroniowych w poszczególnych badaniach

ziomie ich aktywności elektrycznej nie występują tylko między badaniami I i II oraz III i IV, natomiast w pozostałych badaniach różnice te są statystycznie istotne, przy czym największą różnicę obserwowano między badaniem I wykonywanym po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez wykonanych według procedury standardowej i badaniem po takim samym okresie użytkowania protez wykonanych metodą zmodyfikowaną (tab. XVII–XIX, ryc. 55, 56, 58 i 59). Podobnie w przypadku mięśni skroniowych największą istotność obserwowano między badaniem I i IV (tab. XX i XXI, ryc. 61, 62, 64 i 65).



Ryc. 61. Wykres średnich wartości potencjałów prawych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach

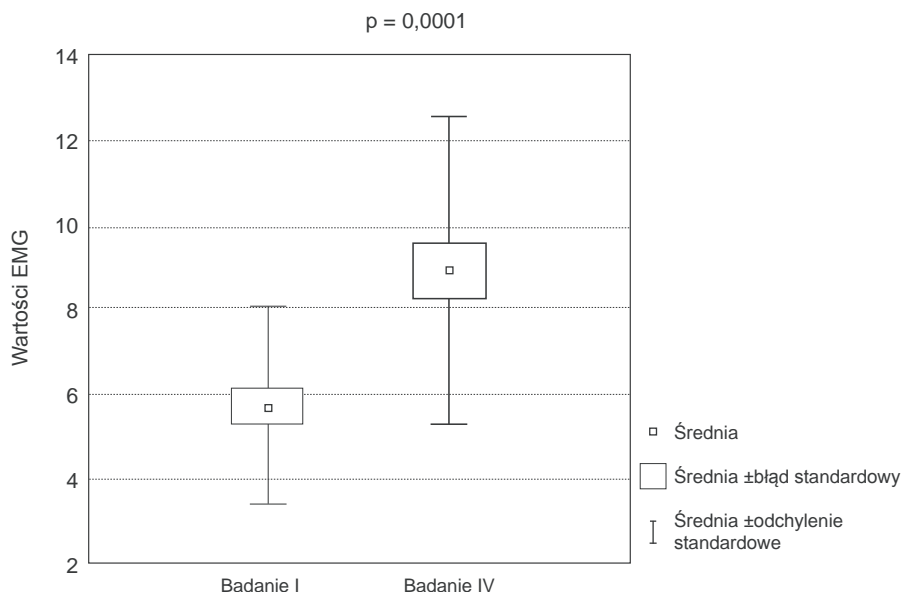
Tabela XX

Poziom istotności w teście *post hoc* Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych prawych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach

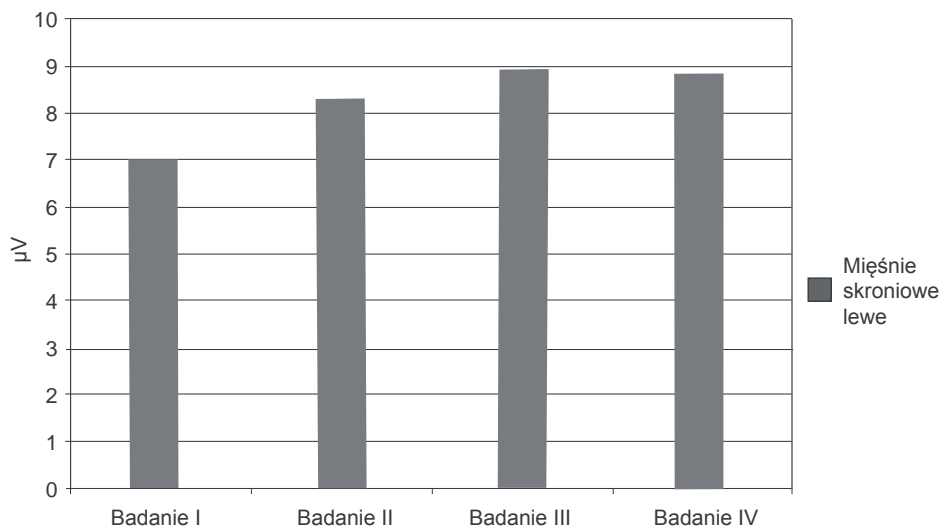
Test <i>post hoc</i> Tukeya					
	Mięśnie skroniowe prawe	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,0006	0,0001	0,0001
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,0006		0,0274	0,0013
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0001	0,0274		0,7368
Badanie IV	Grupa Z po 3 m	0,0001	0,0013	0,7368	

Wyniki te wyraźnie wskazują, że protezy całkowite wykonane według procedury zmodyfikowanej stwarzają korzystniejsze warunki dla funkcjonowania mięśni, co wyraża się stopniowym wzrostem ich aktywności elektrycznej.

Przeanalizowano również różnice, jakie występowały między średnimi wartościami potencjałów elektrycznych po stronie prawej i lewej (tab. XXII, ryc. 66). W grupie osób użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej różnice te wyniosły dla mięśni żwaczy 2,38 μV , a dla mięśni skroniowych 2,67 μV . Natomiast po zastosowaniu leczenia według procedury zmodyfikowanej różnice te wynosiły odpowiednio: w badaniu po 24 godzinach 1,67 μV dla mięśni żwaczy i 2,27 μV dla mięśni skroniowych, po 1 tygodniu 0,90 μV dla mięśni żwaczy i 0,82 μV dla mięśni skroniowych, a po 3 miesiącach 0,83 μV dla mięśni żwaczy i 0,68 μV dla mięśni skroniowych.

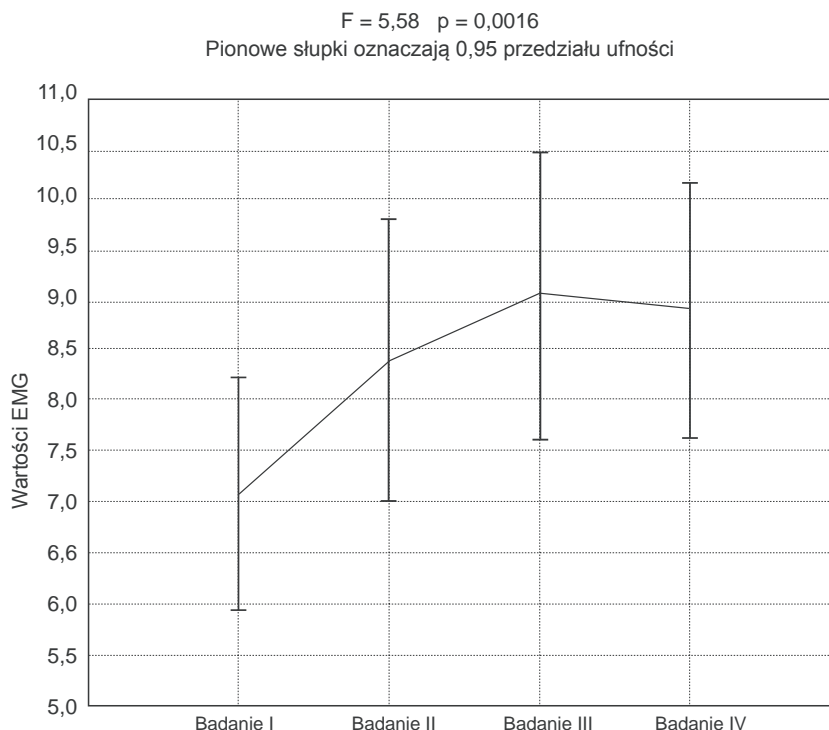


Ryc. 62. Porównanie wielkości potencjałów prawych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)



Ryc. 63. Średnie wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach

Analiza statystyczna wykazała, że brak istotnych różnic w zakresie badanych wartości występował między badaniem I i II, czyli zaraz po zastosowaniu nowych uzupełnień protetycznych wykonanych według procedury zmodyfikowanej, oraz między badaniem III i IV, czyli po 1 tygodniu i po 3 miesiącach ich użytkowania. Natomiast największa różnica w ocenie statystycznej występowała między I i IV badaniem i dla mięśni żwa-



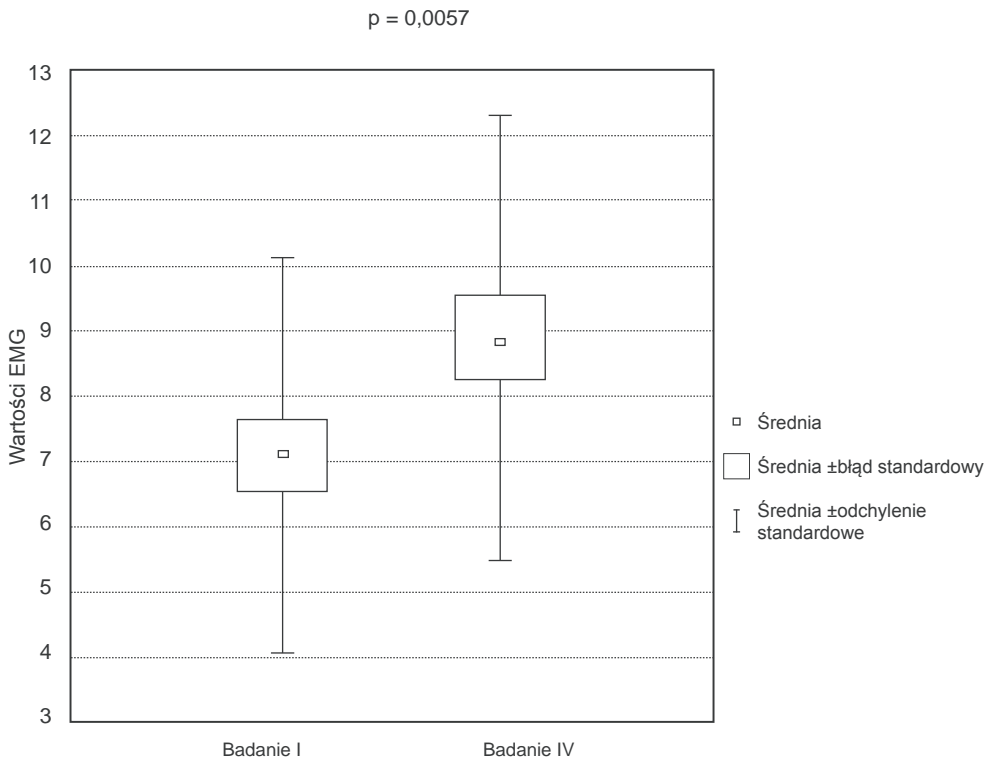
Ryc. 64. Wykres średnich wartości potencjałów lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach

Tabela XXI

Poziom istotności w teście *post hoc* Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach

Test <i>post hoc</i> Tukeya					
	Mięśnie skroniowe lewe	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,0725	0,0024	0,0057
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,0725		0,6271	0,7891
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0024	0,6271		0,9929
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0057	0,7891	0,9929	

czy wynosiła $0,0013 \mu V$, a dla skroniowych $0,001 \mu V$ (tab. XXII–XXIV, ryc. 67–70). Oznacza to, że w wyniku leczenia metodą zmodyfikowaną następuje stopniowe zmniejszanie się różnicy potencjałów w zakresie mięśni strony prawej i lewej, co świadczy o ich symetryczności działania i z punktu widzenia biomechaniki jest głównym elementem zrównoważonej okluzji użytkowanych protez.

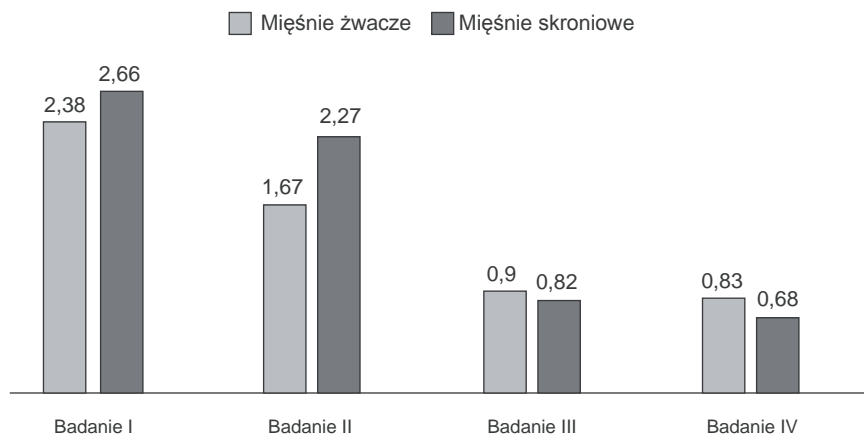


Ryc. 65. Porównanie wielkości potencjałów lewych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

Tabela XXII

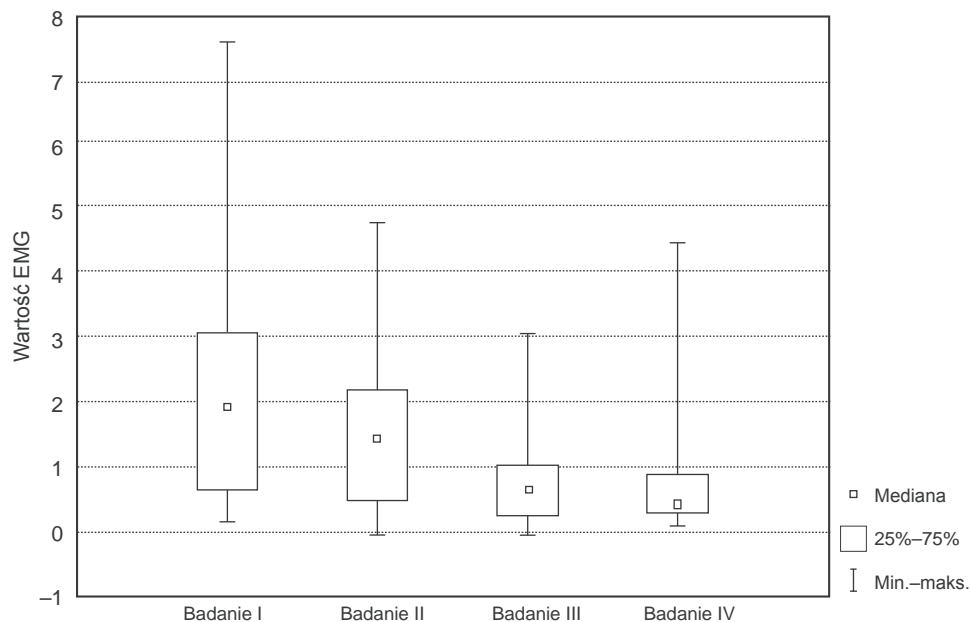
Średnie różnice między wartościami potencjałów strony prawej i lewej dla mięśni żwaczy i skroniowych (w μV)

Porównanie różnic wartości potencjałów pomiędzy prawą a lewą stroną (P – L) mięśni żwaczy i skroniowych – test ANOVA Friedmana		
Okresy badawcze	Mięśnie żwacze (P – L) $\bar{x} \pm s$ mediana	Mięśnie skroniowe (P – L) $\bar{x} \pm s$ mediana
Badanie I Grupa K	2,38 \pm 2,02 1,95	2,67 \pm 2,32 2,50
Badanie II Grupa Z po 24 h	1,67 \pm 1,27 1,45	2,27 \pm 2,31 1,55
Badanie III Grupa Z po 1 tyg.	0,90 \pm 0,75 0,70	0,82 \pm 0,97 0,35
Badanie IV Grupa Z po 3 mies.	0,83 \pm 0,92 0,45	0,68 \pm 0,77 0,45
Wyniki ANOVA Friedmana	$\chi^2 = 14,79$ p = 0,0020	$\chi^2 = 29,39$ p = 0,0000



Ryc. 66. Różnice między średnimi wartościami potencjałów mięśni po stronie prawej i lewej (w μV)

χ^2 ANOVA = 14,79 $p = 0,0020$ wsp. = 0,167



Ryc. 67. Porównanie różnicy potencjałów prawych i lewych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (w kolejnych badaniach)

2.3. Wyniki mechanicznego pomiaru sił okluzyjnych

Średnie wartości sił zgryzowych mierzone (za pomocą siłomierza) w okolicy zębów siecznych u pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej oraz u tych samych osób zaopatrzonych protezami wykonanymi metodą zmodyfikowaną w kolejnych badaniach pokazano na rycinach 71 i 80 oraz w tabeli XXVIII.

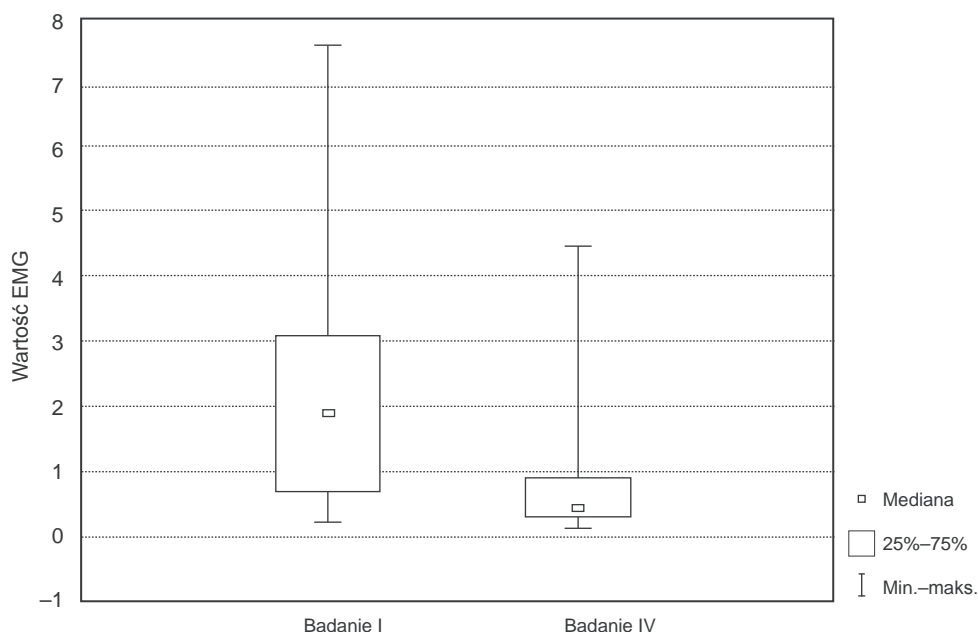
Tabela XXIII

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla różnicy wartości potencjałów elektrycznych między prawymi i lewymi mięśniami żwaczami w kolejnych badaniach

Test kolejności par Wilcoxona					
	Mięśnie żwacze (P – L)	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,1766	0,0012	0,0013
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,1766		0,0048	0,0051
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0012	0,0048		0,0926
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0013	0,0051	0,0926	

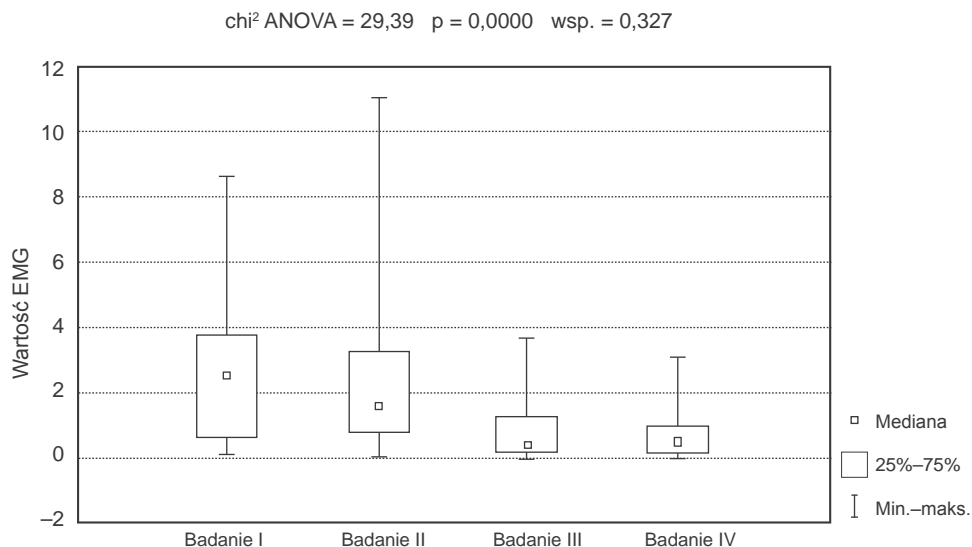
Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,05$.

$$Z = 3,21 \quad p = 0,0013$$



Ryc. 68. Porównanie różnicy wielkości potencjałów prawych i lewych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

U osób użytkujących 3 miesiące protezy wykonane według procedury standardowej średnia wartość sił zgryzowych wyniosła 49,49 N (wartości skrajne 17,7–99,5 N). Po rehabilitacji protetycznej według procedury zmodyfikowanej w pierwszym badaniu, tj. po 24 godzinach użytkowania protez, uzyskano wartości średnie na poziomie 40,22 N (wartości skrajne 25,9–84,6 N), a w kolejnych pomiarach – po 1 tygodniu – 48,48 N (wartości skrajne 35,4–84,6 N) i po 3 miesiącach – 45,38 N (wartości skrajne 17,7–70,6 N). Średnia wartość sił zgryzowych na poziomie zębów siecznych była najwyższa u pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej, natomiast po leczeniu według procedury zmodyfikowanej uzyskano niższe wartości sił w kolejnych badaniach.



Ryc. 69. Porównanie różnicy wielkości potencjałów prawych i lewych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między poszczególnymi badaniami)

Tabela XXIV

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla różnicy wartości potencjałów elektrycznych prawych i lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach

Test kolejności par Wilcoxona					
	Mięśnie skroniowe (P – L)	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,3252	0,0001	0,0001
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,3252		0,0003	0,0002
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0001	0,0003		0,6026
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0001	0,0002	0,6026	

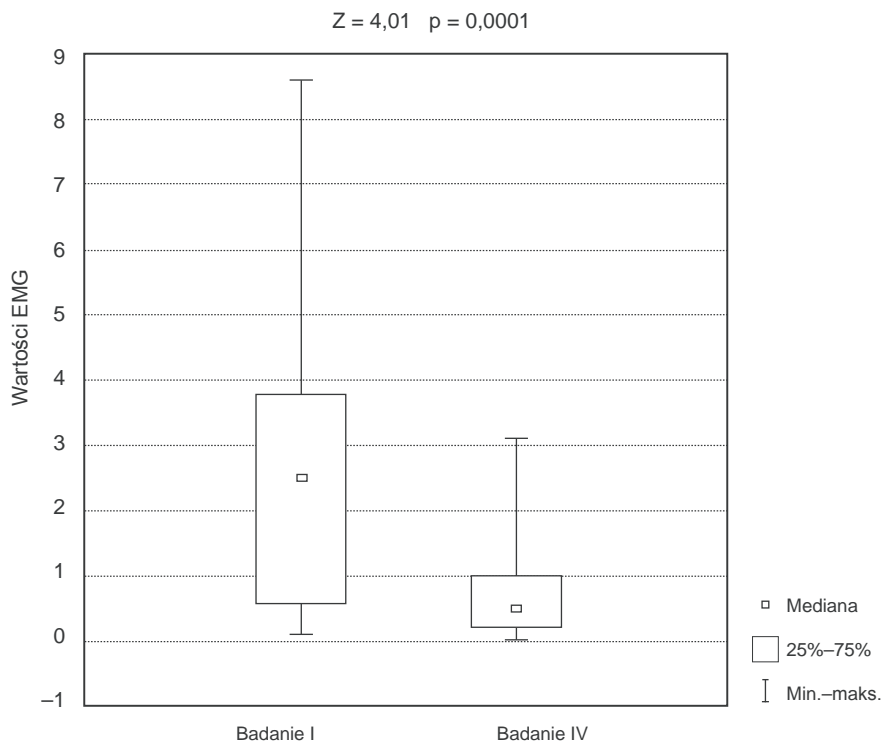
Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,05$.

Oceniane dane z uwagi na rozkład wartości zostały poddane ocenie statystycznej z zastosowaniem testów nieparametrycznych (tab. XXIV, ryc. 72 i 73).

W wyniku analizy statystycznej stwierdzono, że różnice istotne statystycznie występują tylko między badaniem II (tzn. przeprowadzanym po 24 h od zastosowania protez wykonanych metodą zmodyfikowaną) i badaniem III (tzn. wykonanym po 1 tyg. od zastosowania protez wykonanych metodą zmodyfikowaną) o poziomie istotności $p = 0,0001$. Nie stwierdzono różnic statystycznie istotnych między wartościami sił zgryzowych używanych na poziomie zębów siecznych w badaniu I i IV (tab. XXV, ryc. 72 i 73).

Średnie wartości sił zgryzowych mierzone w okolicy prawych i lewych zębów trzonowych zestawiono w tabeli XXVIII i na rycinach 74 i 77.

U pacjentów użytkujących protezy całkowite wykonane według procedury standardowej po 3-miesięcznym ich użytkowaniu uzyskano na zębach trzonowych prawych

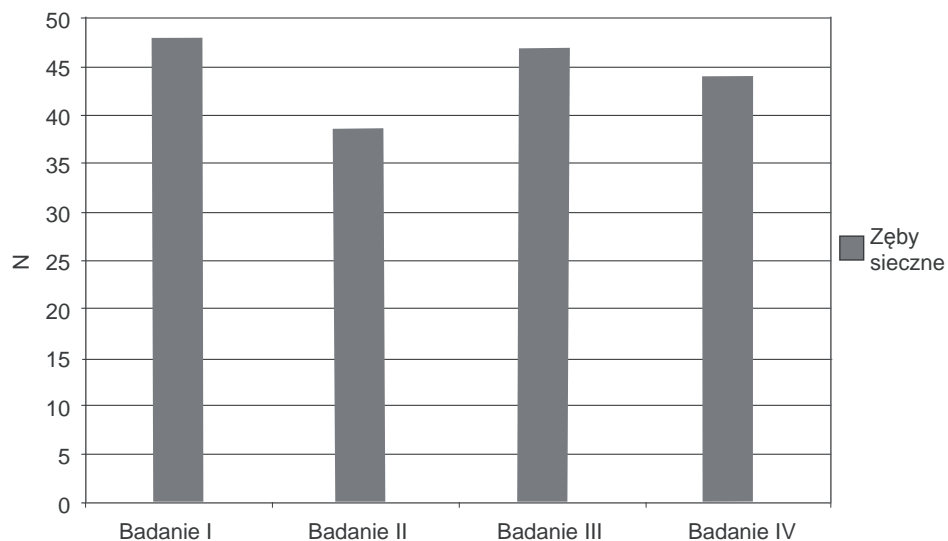


Ryc. 70. Porównanie różnicy wielkości potencjałów prawych i lewych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

wartości w granicach 91,12 N (wartości skrajne 35,3–188,6 N), a na zębach trzonowych lewych 75,96 N (wartości skrajne 17,5–168,9 N), różnica średnich wartości sił zgryzowych po stronie prawej i lewej wyniosła 28,20 N.

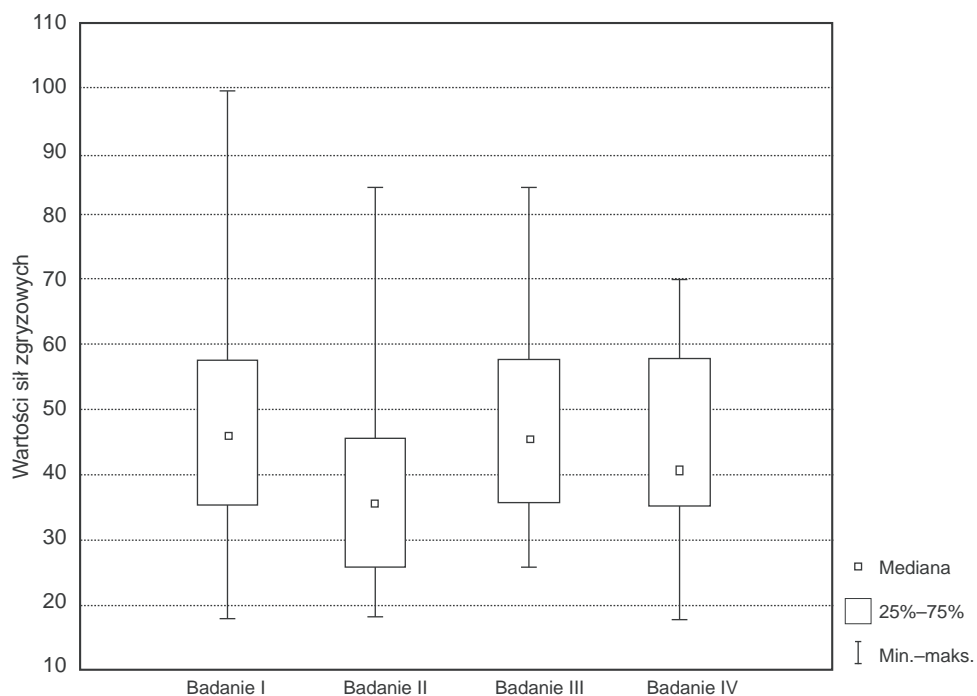
Po zastosowaniu procedury zmodyfikowanej już w pierwszym badaniu przeprowadzonym po 24 godzinach użytkowania protez średnie siły zgryzowe mierzone na zębach trzonowych miały wyższe wartości w porównaniu z uzyskanymi na protezach wykonanych według procedury standardowej i tak: na zębach trzonowych prawych miały wartość 105,82 N (wartości skrajne 57,8–188,6 N), a na zębach trzonowych lewych 88,10 N (wartości skrajne 57,8–132,6 N). W kolejnych badaniach wartości te systematycznie zwiększały się, osiągając po 1 tygodniu poziom 112,80 N (wartości skrajne 70,7–188,6 N) na zębach trzonowych prawych i 109,55 N (wartości skrajne 84,6–150,1 N) na zębach trzonowych lewych, a w końcowym badaniu uzyskano 118,82 N (wartości skrajne 70,7–150,1 N) na zębach trzonowych prawych i 117,59 N (wartości skrajne 84,5–150,1 N) na zębach trzonowych lewych.

Porównując wartości sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych prawych i lewych w obu grupach, można zaobserwować ich stopniowy wzrost aż do osiągnięcia wartości 118,82 N po stronie prawej i 117,59 N po stronie lewej. Oznacza to, iż po zastosowaniu leczenia metodą zmodyfikowaną uzyskano wzrost sił zgryzowych w bocznych



Ryc. 71. Średnie wartości sił zgryzowych zmierzone w okolicy zębów siecznych w kolejnych badaniach

χ^2 ANOVA = 16,70 $p = 0,0008$ wsp. = 186

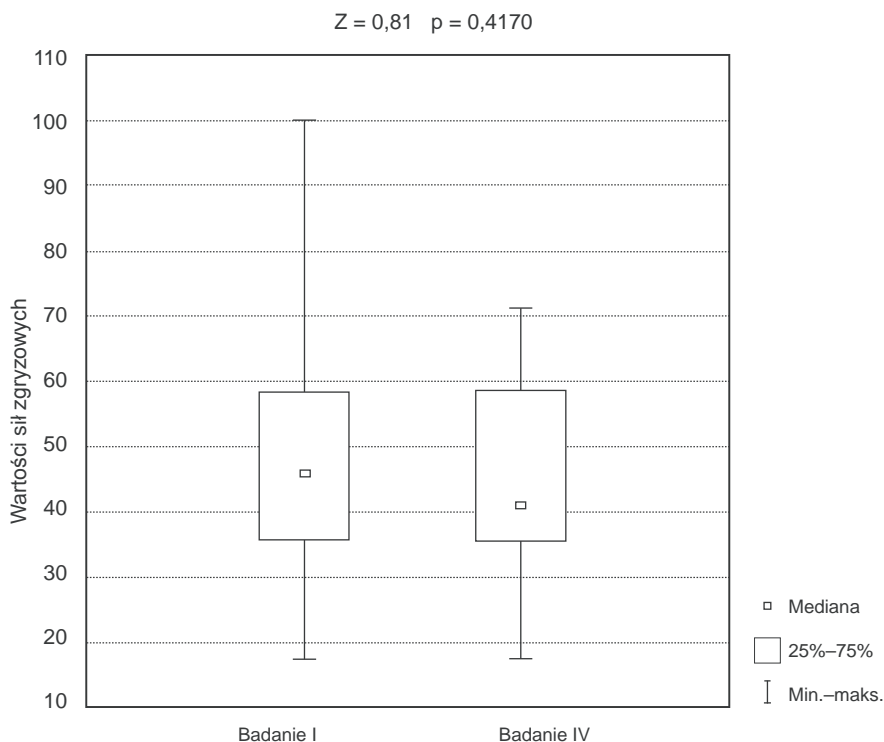


Ryc. 72. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych w poszczególnych badaniach uzyskanych na zębach siecznych testem ANOVA Friedmana

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla wartości sił zgryzowych uzyskiwanych na zębach siecznych między kolejnymi badaniami

Test kolejności par Wilcoxona					
	Zęby sieczne	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,0752	0,9741	0,4170
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,0752		0,0001	0,0703
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,9741	0,0001		0,1823
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,4170	0,0703	0,1823	

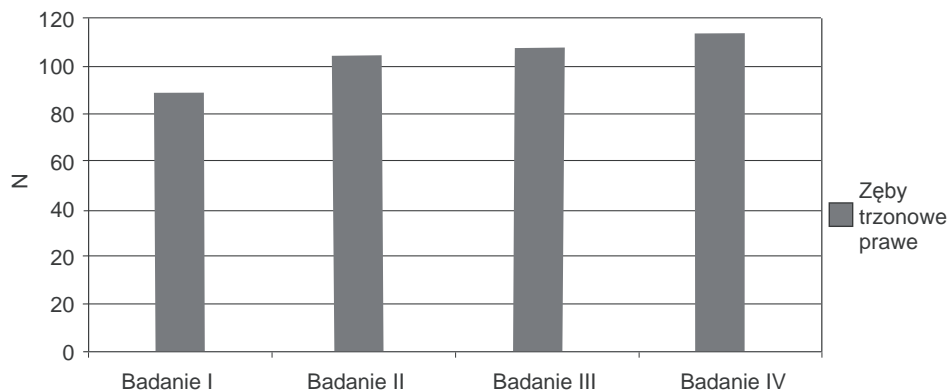
Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,05$.



Ryc. 73. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach siecznych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

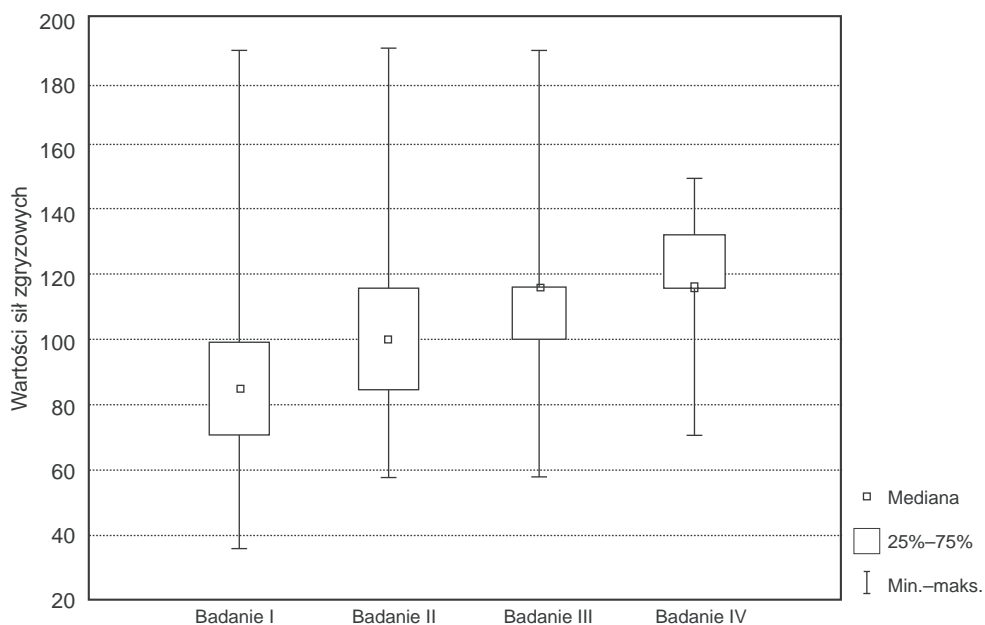
odcinkach łuku zębowego w stosunku do metody standardowej o średnią wartość 30 N. Jest to korzystny wynik dla oceny biomechaniki użytkowanych protez.

Analiza statystyczna z zastosowaniem testu dla wartości nieparametrycznych ANOVA Friedmana i testu kolejności par Wilcoxona wykazała różnice statystycznie istotne dla badanych wartości sił zgryzowych, które wystąpiły dla zębów trzonowych prawych między wszystkimi badaniami z wyjątkiem badania II i III (tab. XXVI, ryc. 75), a dla zębów trzonowych lewych brak istotnych różnic występuje między badaniem I i II



Ryc. 74. Średnie wartości sił zgryzowych uzyskane na prawych zębach trzonowych w kolejnych badaniach

χ^2 ANOVA = 30,01 $p = 0,0000$ wsp. = 0,310



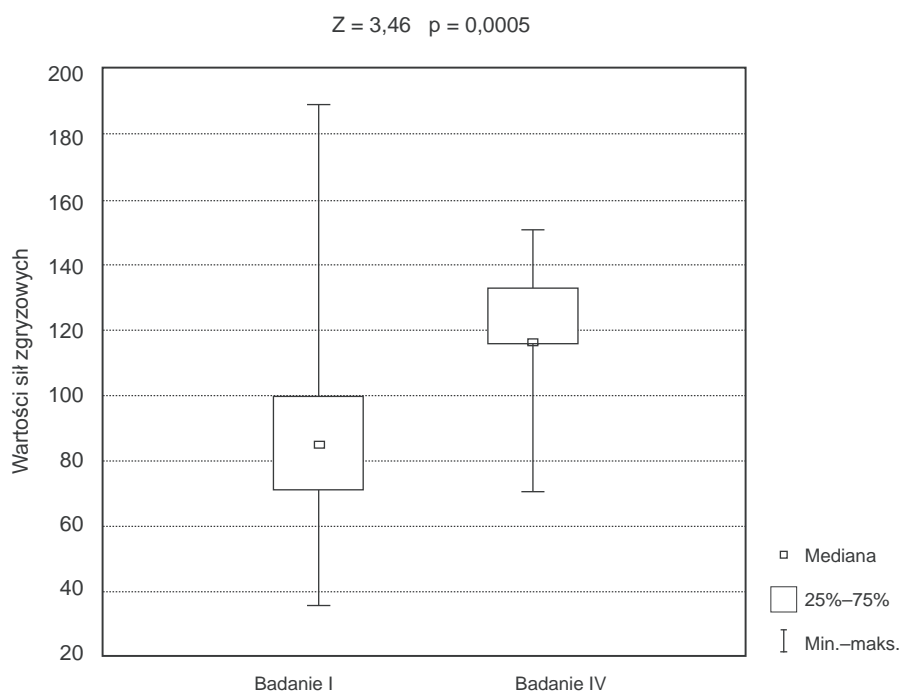
Ryc. 75. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych w poszczególnych badaniach uzyskanych na prawych zębach trzonowych testem ANOVA Friedmana

(tab. XXVII, ryc. 78). Wysoki poziom istotności o wartości $p = 0,0005$ obserwuje się w wartościach maksymalnych sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych prawych między badaniem I i IV (tab. XXVI, ryc. 76), a w przypadku maksymalnych sił uzyskanych na lewych zębach trzonowych różnica między badaniem I i IV jest również na wysokim poziomie istotności $p = 0,0000$ (tab. XXVII, ryc. 79).

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla wartości sił zgryzowych na prawych zębach trzonowych między kolejnymi badaniami

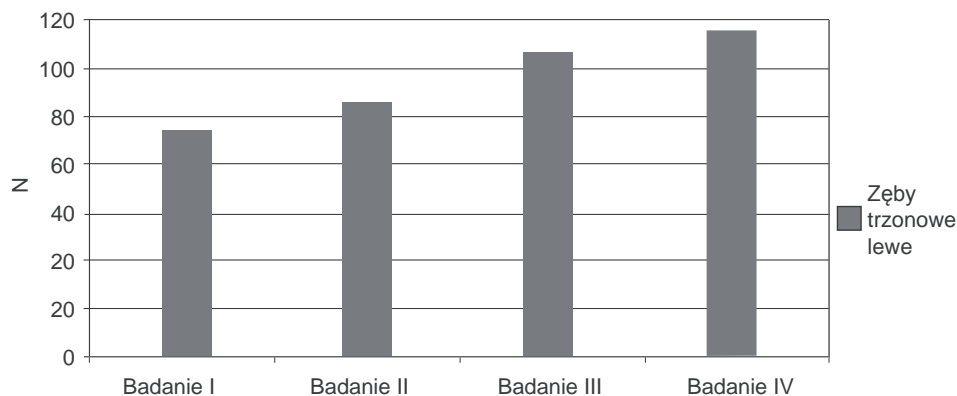
Test kolejności par Wilcoxona					
	Zęby trzonowe prawe	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,0014	0,0014	0,0005
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,0014		0,0859	0,0068
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0014	0,0859		0,0392
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0005	0,0068	0,0392	

Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,05$.



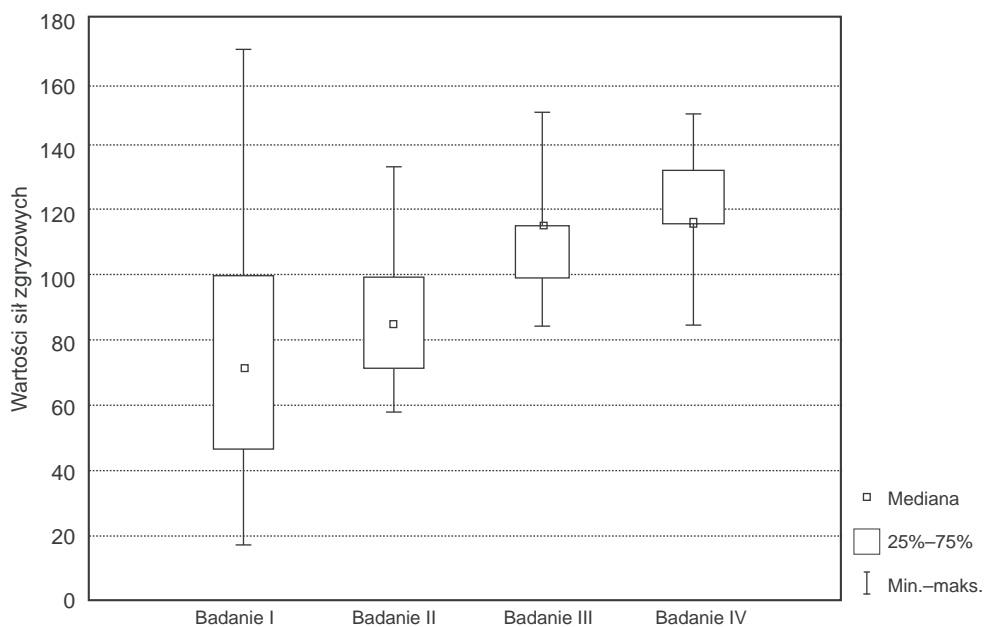
Ryc. 76. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na prawych zębach trzonowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

Zarówno stopniowy wzrost maksymalnych sił okluzyjnych u pacjentów korzystających z protez całkowitych wykonanych metodą zmodyfikowaną, jak i obserwowana istotna statystycznie różnica w wielkości generowanych sił w grupie pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej, a następnie leczonych metodą zmodyfikowaną, może świadczyć o tym, że procedura zmodyfikowana stwarza korzystniejsze warunki biomechaniczne dla pracy mięśni i w związku z tym dochodzi do wygenerowania większych wartości sił zgryzowych.



Ryc. 77. Średnie wartości sił zgryzowych uzyskane na lewych zębach trzonowych w kolejnych badaniach

χ^2 ANOVA = 52,10 $p = 0,0000$ wsp. = 0,579



Ryc. 78. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych w poszczególnych badaniach uzyskanych na lewych zębach trzonowych testem ANOVA Friedmana

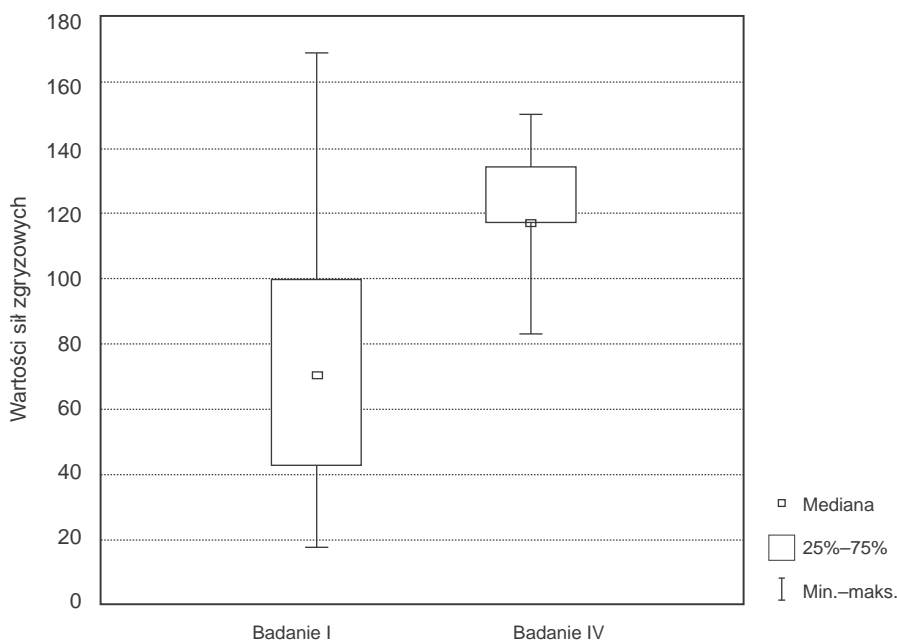
W celu oceny symetryczności w generowaniu sił okluzyjnych po obu stronach łuku zębowego przeanalizowano różnice średnich wartości sił zgryzowych mierzonych po stronie prawej i lewej (tab. XXIX, ryc. 81–83). W grupie pacjentów użytkujących protezy wykonane według procedury standardowej różnica ta wynosiła 28,20 N. Natomiast analizując różnicę średnich wartości sił zgryzowych po stronie prawej i lewej po zastosowaniu protez wykonanych metodą zmodyfikowaną, stwierdzono, iż ulegała ona zmniejszeniu

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla wartości sił zgryzowych na lewych zębach trzonowych między kolejnymi badaniami

Test kolejności par Wilcoxona					
	Zęby trzonowe lewe	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,0734	0,0001	0,0000
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,0734		0,0000	0,0000
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0001	0,0000		0,0096
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0000	0,0000	0,0096	

Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,05$.

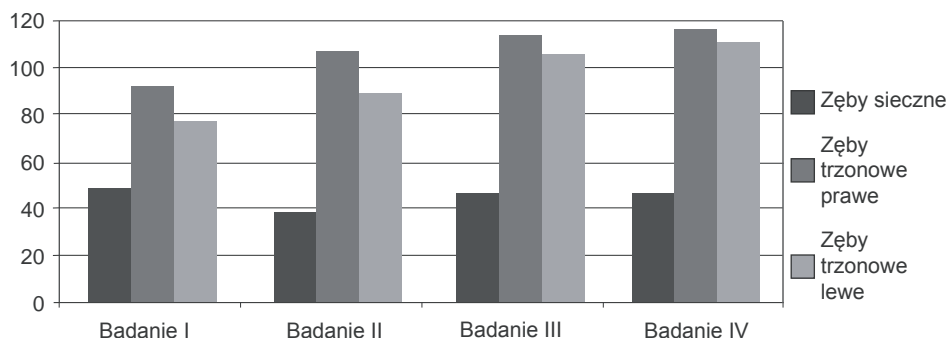
$$Z = 4,19 \quad p = 0,0000$$



Ryc. 79. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych lewych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

w kolejnych badaniach (tab. XXVII, ryc. 79). W badaniu po 24 godzinach wartość ta wyniosła średnio 23,55 N, po 1 tygodniu 13,73 N, a po 3 miesiącach tylko 5,57 N.

Powyższe dane świadczą o uzyskaniu równomiernego rozkładu sił zgryzowych w wyniku leczenia protetycznego według procedury zmodyfikowanej – co potwierdza analiza statystyczna z zastosowaniem testu ANOVA Friedmana i testu kolejności par Wilcoxona, która wykazała, że uzyskane w pomiarach wartości są istotne statystycznie (tab. XXIX, ryc. 83).

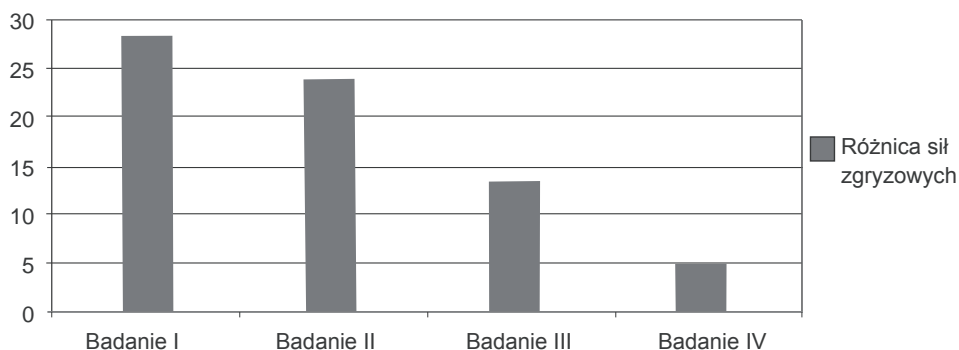


Ryc. 80. Zbiorcze zestawienie średnich wartości sił zgryzowych w kolejnych badaniach

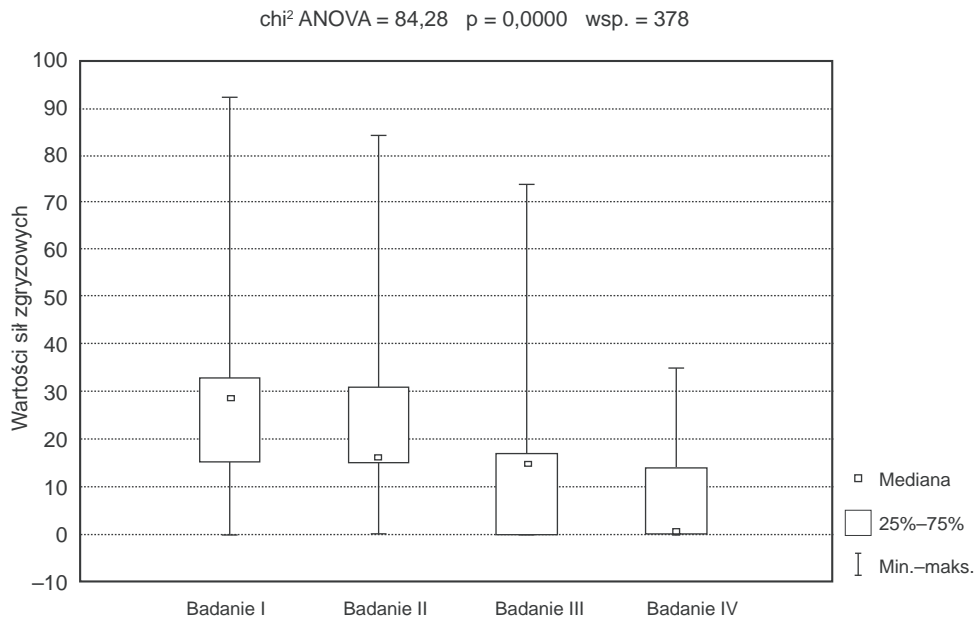
Tabela XXVIII

Średnie wartości sił zgryzowych okolicy zębów siecznych, prawych i lewych zębów trzonowych uzyskane w kolejnych badaniach

Porównanie pomiędzy poszczególnymi badaniami – test ANOVA Friedmana				
Okresy badawcze	Zęby sieczne $\bar{x} \pm s$ mediana	Zęby trzonowe prawe $\bar{x} \pm s$ mediana	Zęby trzonowe lewe $\bar{x} \pm s$ mediana	Różnica zęby trzonowe P – L $\bar{x} \pm s$ mediana
Badanie I Grupa K	49,49 \pm 22,57 46,0	91,12 \pm 32,73 84,6	75,96 \pm 33,69 70,6	28,20 \pm 17,08 28,9
Badanie II Grupa Z po 24 h	40,22 \pm 15,57 35,4	105,82 \pm 30,07 99,5	88,10 \pm 21,80 84,6	23,55 \pm 18,92 16,55
Badanie III Grupa Z po 1 tyg.	48,48 \pm 15,57 45,0	112,80 \pm 24,93 115,5	109,55 \pm 17,78 115,5	13,73 \pm 16,54 14,4
Badanie IV Grupa Z po 3 mies.	45,38 \pm 13,89 40,7	118,82 \pm 18,61 115,5	117,59 \pm 16,88 115,5	5,57 \pm 10,29 0
Wyniki testu ANOVA	$\chi^2 = 16,70$ p = 0,0008	$\chi^2 = 30,01$ p = 0,0000	$\chi^2 = 52,10$ p = 0,0000	$\chi^2 = 33,98$ p = 0,0000



Ryc. 81. Średnie wartości różnic sił zgryzowych na zębach trzonowych prawej i lewej strony łuku zębowego w kolejnych badaniach



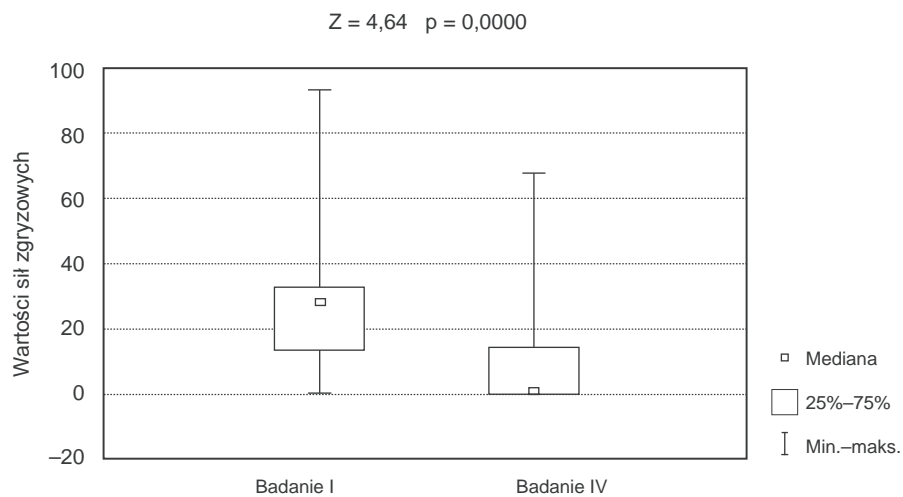
Ryc. 82. Porównanie różnicy wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych prawych i lewych w poszczególnych badaniach testem ANOVA Friedmana

Tabela XXIX

Poziom istotności w teście kolejności par Wilcoxona dla różnicy wartości sił zgryzowych zmierzonych na prawych i lewych zębach trzonowych między kolejnymi badaniami

Test kolejności par Wilcoxona					
	Zęby trzonowe (P – L)	Badanie I	Badanie II	Badanie III	Badanie IV
Badanie I	Grupa K		0,1783	0,0004	0,0000
Badanie II	Grupa Z po 24 h	0,1783		0,0094	0,0000
Badanie III	Grupa Z po 1 tyg.	0,0004	0,0094		0,0070
Badanie IV	Grupa Z po 3 mies.	0,0000	0,0000	0,0070	

Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,05$.



Ryc. 83. Porównanie różnicy wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych prawych i lewych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)

V. OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA

1. Omówienie wyników badań klinicznych

W badaniach klinicznych prowadzonych w tej samej grupie pacjentów, którzy użytkowali protezy wykonane według procedury standardowej, a następnie w BPS, stwierdzono, iż wyniki dotyczące subiektywnej oceny zastosowanych uzupełnień protetycznych w zakresie funkcji żucia, mowy, estetyki, jak i stopnia adaptacji wypadły korzystniej po rehabilitacji przeprowadzonej według procedury zmodyfikowanej. Były to wprawdzie oceny subiektywne, dokonywane przez samych pacjentów, ale jak uważa wielu autorów, a także potwierdzają obserwacje z praktyki, czynnik odczuć subiektywnych ma istotny wpływ na przebieg procesów adaptacyjnych i nie może być pomijany w procesie rehabilitacyjnym, a zwłaszcza w ocenie wyników zastosowanych metod i rodzaju uzupełnień protetycznych [1, 2, 29, 37, 41, 91, 92, 99].

Dane na temat czynników, które mają wpływ na procesy adaptacyjne do protez całkowitych, uwzględniają wiele elementów zarówno natury ogólnej, jak i miejscowej. Na pojęcie adaptacji do protez składa się zarówno ich bezurazowe funkcjonowanie w stosunku do tkanek otaczających w jamie ustnej, jak i psychiczna akceptacja przez pacjenta. Pierwszy element ma bezpośredni związek z warunkami podłoża protetycznego i prawidłowością wykonania protez zgodnie z zasadami sztuki, na drugi zaś ma wpływ zarówno osobowość pacjenta, jak i umiejętne pod względem psychologicznym prowadzenie go przez lekarza [1, 2, 25, 29, 41, 47, 48, 59, 62, 77, 91, 92, 100, 116, 117, 125].

Dlatego w programie proponowanego algorytmu, według którego prowadzono badania w drugim etapie realizacji tej pracy, wprowadzono jako zasadę konsultacje psychologiczne leczonych pacjentów, co przyniosło pozytywne rezultaty w tak wiekowo zaawansowanej grupie pacjentów – ponadto postępowanie edukacyjne z elementami psychoterapii wspierającej prowadzono przez cały okres protetycznego postępowania rehabilitacyjnego.

Jak wykazano w zestawieniu wyników (rozdz. IV), po zastosowaniu protez wykonanych według procedury standardowej w grupie 30 kobiet w wieku średnio 75 lat w ocenie klinicznej nie uzyskano pozytywnego rezultatu. Ponad 80% pacjentek po 3 miesiącach użytkowania protez zgłaszało niezadowolenie z wyniku leczenia ze względu na złe utrzymanie protez na podłożu, trudność w żuciu pokarmów i mówieniu, a także różnego rodzaju dolegliwości bólowe w zakresie tkanek jamy ustnej. Potwierdziły to obserwacje kliniczne podczas wizyt kontrolnych, gdyż w trakcie 3-miesięcznego okresu użytko-

wania protez wykonanych według procedury standardowej konieczne było wykonanie wielokrotnych korekt u wszystkich pacjentek (100% przypadków) ze względu na występujące dolegliwości ze strony błony śluzowej w zakresie płyt protez, jak i przeszkody zgryzowe na powierzchni okluzyjnego kontaktu zębów protezy górnej i dolnej. W trakcie badań kontrolnych stwierdzono nieodpowiedni zasięg płyt protez, zwłaszcza dolnej (83%) i w konsekwencji złą stabilizację na podłożu, co powodowało trudności w żuciu pokarmów i artykulacji mowy. Korekty w zakresie powierzchni okluzyjnej, które były konieczne z powodu nieprawidłowych kontaktów zębowych, doprowadziły w wielu przypadkach do obniżenia wysokości zwarciowej (43,3%), a to w odczuciu pacjentów niekorzystnie wpłynęło na estetykę dolnego odcinka twarzy.

Przystępując do drugiego etapu badań – z uwagi na liczne dolegliwości ze strony tkanek podłoża protetycznego, jakie występowały po zastosowaniu protez wykonanych rutynowo – do proponowanej procedury rehabilitacyjnej w trudnych przypadkach bezzębia postanowiono wprowadzić przedprotetyczne zabiegi korygujące jako ważny element postępowania klinicznego.

W badanej grupie pacjentów bezzębnych najczęstszymi wskazaniami do chirurgicznej korekty w zakresie tkanek miękkich były: niskie przyczepy wędzidełek i fałdów błony śluzowej oraz spłylenie przedsionka jamy ustnej w wyniku zmian zanikowych wyrostków zęboodołowych. Zmiany w zakresie tych struktur znacznie ograniczają powierzchnię pola protetycznego i są powodem niedostatecznej stabilizacji i utrzymania protez na podłożu w czasie żucia pokarmów [12, 30, 33, 38, 39, 73, 74, 124, 136, 152]. W związku z tym, że u pacjentek z grupy badanej stwierdzono tego typu zmiany w zakresie podłoża bezzębnej jamy ustnej, a postępowanie tradycyjne, czyli zastosowanie protez bez wcześniejszej korekty podłoża, dało niezadowalający wynik leczenia – zdecydowano się na przeprowadzenie koniecznych korekt za pomocą lasera CO₂. Kierowano się wcześniejszymi doniesieniami, że metoda chirurgii laserowej nie jest obciążająca dla ogólnego stanu zdrowia, więc może być bezpiecznie stosowana u ludzi w podeszłym wieku [23, 24, 32, 34, 44, 74, 109, 132, 156]. Ma to istotne znaczenie praktyczne, gdyż właśnie u ludzi starszych w wyniku postępujących procesów zanikowych, a także następstw długotrwałego użytkowania protez, najczęściej zachodzi konieczność wykonania zabiegów korekcyjnych lub usunięcia zmian rozrostowych w zakresie błony śluzowej jamy ustnej. Starsi pacjenci obawiający się cięcia chirurgicznego skalpelem, krwawiącej rany, szcucia często nie wyrażają zgody na taki zabieg, natomiast chętniej decydują się na technikę laserową. Wprawdzie autorzy, którzy porównywali proces gojenia się ran po zabiegach skalpelem i laserem CO₂, stwierdzili, że w trakcie gojenia ran po laserze częściej i dłużej utrzymuje się pozabiegowy stan zapalny, niemniej w podsumowaniu uznali, iż nie jest to czynnik, który mógłby ograniczać użycie lasera [68, 69, 156]. Z punktu widzenia poprawy warunków podłoża protetycznego dla funkcjonowania protez jest bardzo ważne, że po zabiegach wykonanych techniką laserową nie pozostają ściągające blizny. W zakresie tkanek podłoża protetycznego pozabiegowe zaopatrzenie rany z użyciem materiałów elastycznych umożliwiło planowe ukształtowanie tkanek w trakcie gojenia się, zgodnie z wymogami zasięgu płyty uzupełnienia protetycznego.

Reasumując, uzyskane wyniki poprawy warunków podłoża protetycznego z użyciem techniki laserowej są na tyle pozytywne, że metoda ta może być polecona jako priorytetowa do stosowania w przypadkach, gdy przedprotetyczna korekta tkanek podłoża jest konieczna do poprawy warunków funkcjonowania płytowych protez całkowitych.

Specjalna procedura postępowania klinicznego i laboratoryjnego, uwzględniająca laserową korektę tkanek podłoża protetycznego przed zastosowaniem protez i opiekę psychologiczną oraz kliniczno-laboratoryjne postępowanie według BPS, spowodowała, że po zastosowaniu protez wykonanych w tym systemie i ich 3-miesięcznym użytkowaniu wyniki dotyczące subiektywnych odczuć pacjentów odnośnie do funkcji żucia, mowy i adaptacji różniły się w sposób statystycznie istotny od tych, które były odnotowywane po tym samym okresie użytkowania protez wykonanych według procedury postępowania standardowego. Pozytywne oceny dotyczące funkcji żucia podało 86,6% osób, mowy 83,3%, a estetyki 93,3%. W końcowej ocenie 96,8% badanych (29 osób) uznało, że zastosowane protezy spełniają swoją funkcję i oceniło je jako zdecydowanie lepsze od tych, z których korzystali wcześniej.

Te pozytywne opinie dotyczące funkcjonowania zastosowanych uzupełnień protetycznych potwierdzono w trakcie klinicznych badań kontrolnych, gdyż tylko u 10 pacjentów było konieczne wykonanie jednorazowych korekt w zakresie obrzeży płyty dolnej i górnej oraz powierzchni okluzyjnej. Pacjenci szczególnie pozytywnie oceniali stabilne utrzymanie protezy dolnej, z którą poprzednio mieli najwięcej problemów. Tylko w 2 przypadkach konieczne było skorygowanie zasięgu płyty protezy dolnej. Oceniając zasięg płyty protezy dolnej, można było stwierdzić jej większy zasięg w porównaniu z poprzednio użytkowanymi uzupełnieniami protetycznymi, co nie pozostawało bez wpływu na jej lepsze utrzymanie na podłożu (ryc. 84).



Ryc. 84. Porównanie zasięgu płyty protezy dolnej wykonanej według procedury standardowej (u góry) i zmodyfikowanej (na dole)

Jest to z pewnością wynik odmiennego sposobu pobierania wycisków czynnościowych w BPS, które były kształtowane przy ustach zamkniętych. Za pomocą wycisków przy ustach otwartych, w niekorzystnych warunkach anatomicznych i fizjologicznych, nie jest bowiem możliwe dokładne odwzorowanie tkanek otaczających przyszłą protezę, zwłaszcza dolną. W trakcie pobierania wycisków taką techniką w przypadku dużych zaników wyrostka żuchwowego język może wykonywać dowolne ruchy niefizjologiczne. Stosując natomiast wycisk przy ustach zamkniętych, aktywność języka zostaje ograniczona do takiej sytuacji, jaka występuje u pacjenta z uzębieniem naturalnym, w związku z tym dochodzi do korzystnego poszerzenia przestrzeni policzkowej [39, 58, 60, 61, 63, 85, 111, 134, 135]. Protezy wykonane na bazie takich wycisków, zwane mukodynamicznymi, mogą być tak uformowane, że wypełniają tę przestrzeń, przez co w trakcie czynności zapewniony jest ciągły i na dużej powierzchni kontakt protezy z przylegającymi do niej tkankami przedstonka jamy ustnej [7, 39, 58, 63, 76, 78, 85, 135, 157].

Wszystko to zapewnia dobre przyssanie czynnościowe i tym samym czynnościową sprawność protez, co zostało również potwierdzone we własnym materiale, gdyż protezy wykonane na bazie wycisków kształtowanych przy ustach zamkniętych wykazywały większy obszar kontaktu z tkankami podłoża protetycznego i w związku z tym charakteryzowały się lepszą retencją na podłożu w stosunku do tych, które były wykonywane na podstawie wycisków przy ustach otwartych.

Ważnym elementem w postępowaniu klinicznym mającym wpływ na funkcjonalność przyszłych protez jest wybór metody ustalania relacji przestrzennych żuchwy do szczęki. W postępowaniu standardowym zabieg ten jest wykonywany z zastosowaniem wzorników zwarciovych, na których jest rejestrowany przebieg płaszczyzny protetycznej, wysokość zwarciowa, a następnie zwarcie centralne. U starszych pacjentów bezzębnych w wyniku zmian mięśniowo-stawowych istnieje tendencja do innego ułożenia przestrzennego żuchwy niż centralne, nawykowe jej położenie. Najczęściej dochodzi do jej zbaczania i wysuwania ku przodowi w trakcie zwierania szczęk. Jest to powodem popełniania błędów na etapie rejestracji zwarcia centralnego i w efekcie złego funkcjonowania protez, gdyż brak prawidłowych kontaktów zębowych w trakcie ruchów okluzyjnych prowadzi do destabilizacji uzupełnień protetycznych i urazów podłoża protetycznego [25, 30, 33, 40, 45, 75, 76, 78, 100, 134, 157].

Zastosowana w zmodyfikowanym postępowaniu klinicznym procedura wstępnej rejestracji wysokości zwarcia i przestrzennego położenia żuchwy za pomocą nośników zwarcia BPS, a następnie wewnątrzustna rejestracja zwarcia, umożliwiła w każdym przypadku optymalne i powtarzalne zarejestrowanie ułożenia żuchwy w okluzji centralnej. Ponadto zastosowanie łuku twarzowego do przeniesienia danych do laboratorium, umożliwiające usytuowanie modeli szczęki i żuchwy w artykulatorze w stosunku do osi zawiasowej stawów, jest ważnym elementem uzyskania warunków przybliżonych do normy fizjologicznej [33, 61, 76, 78, 85, 112, 146, 148].

Takie postępowanie kliniczno-laboratoryjne w istotny sposób wpłynęło na funkcjonowanie zastosowanych uzupełnień protetycznych, co potwierdza fakt, że w badaniach własnych u 93,3% pacjentów, u których zastosowano protezy wykonane według procedury zmodyfikowanej, występowały równomierne kontakty zwarciove, w związku z tym nie było konieczności wykonywania korekt. Natomiast w poprzednio użytkowanych uzupełnieniach wykonanych według procedur rutynowych w każdym przypadku (100%) po oddaniu protez konieczne było przeprowadzanie korekt z uwagi na wadliwą okluzję.

W aspekcie klinicznym – w zakresie wszystkich ocenianych wartości – uzyskano znamienne lepsze wyniki po zastosowaniu protez wykonanych według metody zmodyfikowanej. W szczególności zaś stwierdzano: wyrównaną okluzję, zadowalającą stabilizację oraz dobrą funkcjonalność protez w zakresie ich podstawowych zadań, czyli żucia i mowy. Dlatego już na podstawie oceny klinicznej można wstępnie wnioskować o terapeutycznej skuteczności postępowania rehabilitacyjnego według zaproponowanego algorytmu ukierunkowanego na pacjentów z trudnymi warunkami miejscowymi i ogólnymi, jakie występują u osób w wieku podeszłym.

Te kliniczne spostrzeżenia wymagały jednak potwierdzenia badaniami o charakterze wymiernych pomiarów instrumentalnych – co zostało przeprowadzone w ramach realizacji niniejszej pracy.

2. Omówienie wyników badań instrumentalnych

Biomechaniczne warunki narządu żucia pacjentów bezzębnych są uzależnione od wielu czynników, w tym od warunków anatomo-fizjologicznych podłoża protetycznego, odpowiedniej konstrukcji protezy oraz cech osobowości pacjenta. Dlatego każdy z tych elementów został w pewnym zakresie uwzględniony w badaniach w ramach niniejszej pracy.

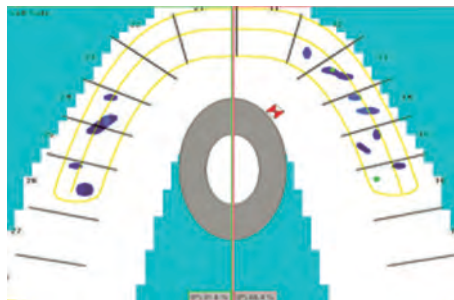
Z praktyki, jak również z wielu opracowań literaturowych wiadomo, że u bezzębnych pacjentów w wieku podeszłym warunki do funkcjonowania protez nie są korzystne, co wiąże się nie tylko z zanikiem podłoża protetycznego, ale również ze zmianami w zakresie mięśni, które podlegają zmianom zanikowym, prowadzącym do zredukowania generowanych przez nie sił żucia [17, 31, 57, 58, 66]. U osób z uzębieniem naturalnym siły powstające podczas zwierania szczęk są przenoszone przez zęby i ozębną na kości szczęki i żuchwy. U osób bezzębnych siły te są przenoszone w sposób нефizjologiczny poprzez zęby sztuczne i płytę protezy na błonę śluzową, okostną i kość, a ich wielkość jest regulowana przez wrażliwość błony śluzowej, jej grubość i sprężystość, jak również uzależniona od odpowiedniej stabilizacji protez na podłożu [48, 66, 67, 88, 116].

Biomechaniczne warunki narządu żucia są określane między innymi na podstawie analizy okluzji oraz stanu napięcia i pracy mięśni [4, 5, 21, 22, 26, 40, 50–53, 89]. Dlatego w prowadzonych badaniach nad współzależnością biomechanicznych warunków okluzyjnych i metod rekonstrukcyjnych bezzębia oceniano takie parametry, jak elektryczną aktywność mięśni, siły zgryzowe generowane przez te mięśnie oraz warunki okluzji. Ponieważ parametry te oceniano w grupie tych samych pacjentów, którzy korzystali z protez wykonanych najpierw metodą tradycyjną, a później otrzymywali protezy wykonane według specjalnego postępowania kliniczno-laboratoryjnego, to na podstawie porównania uzyskanych wyników można wykazać, która z metod rekonstrukcyjnych stosowana w leczeniu bezzębia stwarza korzystniejsze warunki w zakresie biomechaniki narządu żucia.

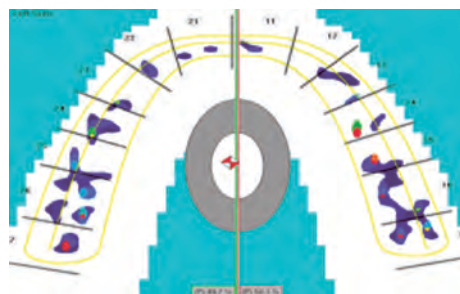
Badania okluzji z wykorzystaniem urządzenia T-scan II u osób korzystających z protez wykonanych metodą standardową wykazały, że średni czas okluzji, czyli czas potrzebny do równoczesnego zwarcia wszystkich zębów, wynosił 1,08 s. W odniesieniu do wartości czasu okluzji u pacjentów z pełnymi łukami zębowymi, u których trwa on 0,1 s, a nawet krócej, był on wyraźnie wydłużony. Sierpińska i współautorzy wśród pacjentów użytkujących zaadaptowane protezy całkowite uzyskali wartości czasu okluzji w granicach od 2,09 s do 0,43 s [52, 53, 126, 127, 130]. Wydłużenie czasu okluzji świadczy o występowaniu przeszkód zgryzowych na drodze do uzyskania kontaktów po stronie prawej i lewej górnego i dolnego łuku zębowego. W badaniach własnych zostało to potwierdzone wynikami procentowego rozkładu sił między obu stronami zwartych łuków zębowych oraz położeniem ich wypadkowej w eliptycznym polu zrównoważenia obciążeń, wyznaczonym względem osi symetrii powierzchni zwarcia. Ocena procentowego rozkładu obciążeń po obu stronach łuku zębowego, podczas użytkowania protez wykonanych według procedury tradycyjnej, wykazała niesymetryczne i nierównomierne obciążenia, a różnica tych obciążeń między prawą i lewą stroną łuku zębowego wyniosła 44,83%. Świadczy to o braku równomierności obciążenia całego łuku zębowego, co w przypadku protez całkowitych jest jednym z głównych czynników ich złego utrzyma-

nia na podłożu oraz może prowadzić do przedwczesnych zaników podłoża protetycznego w miejscach zwiększonego obciążenia [12, 30, 33, 40, 45, 49, 75, 76, 78].

Z punktu widzenia biomechaniki narządu żucia ważnym elementem jest ocena położenia wektora wypadkowej siły okluzyjnej w trakcie zagryzania. W warunkach zbliżonych do biomechanicznego optimum powinien on znajdować się w osi symetrii szczęki lub nieznacznie oddalać się od niej [16, 50, 54, 55, 101, 102]. W trakcie obserwacji ułożenia wypadkowej działających sił w czasie zagryzania na ekranie komputera u wszystkich pacjentów użytkujących protezy całkowite wykonane metodą standardową stwierdzano przesunięcie wektora na stronę prawą lub lewą z przekroczeniem granicy szarej tarczy (ryc. 85).



Ryc. 85. Opis w tekście



Ryc. 86. Opis w tekście

Asymetria położenia wektora siły wypadkowej według wielu autorów ma wpływ na różną aktywność mięśni po obu stronach żuchwy, co z kolei może niekorzystnie oddziaływać na czynność stawów sz [16, 52, 54, 55, 101].

Ocena zwarcia po zastosowaniu protez całkowitych wykonanych według procedury zmodyfikowanej wykazała znamienne istotne różnice w odniesieniu do czasu okluzji, jak i różnicy rozkładu obciążeń po obu stronach łuku zębowego. Wprawdzie podczas pierwszego badania przeprowadzonego po 24 godzinach od zastosowania protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej doszło do wydłużenia czasu okluzji o 0,15 s w stosunku do poprzednio użytkowanych protez, ale już w kolejnych badaniach obserwowano stopniowe jego skracanie.

Analiza czasu okluzji to ważny element oceny procesu adaptacji w tym sensie, że jego stopniowe skracanie świadczy o postępującym procesie przystosowawczym do zmienionych warunków, jakie występują w jamie ustnej po zastosowaniu protez [52, 53, 126, 130]. Dlatego jest godne odnotowania, że w materiale własnym po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez wykonanych metodą tradycyjną uzyskano wartość czasu okluzji na poziomie 1,08 s, a po takim samym okresie użytkowania protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej czas ten uległ skróceniu do wartości 0,79 s. Na korzyść zmieniły się również parametry dotyczące różnicy obciążeń między prawą i lewą stroną łuku zębowego. W kolejnych badaniach występowało zmniejszanie się różnicy między obciążeniem prawej i lewej strony łuku zębowego. W trakcie użytkowania protez całkowitych wykonanych metodą zmodyfikowaną obserwowano również korzystne zmiany w ułożeniu wektora wypadkowej sił, który w kolejnych badaniach tylko nieznacznie oddalał się od osi symetrii szczęki (ryc. 86).

Uzyskane w badaniach własnych wyniki analizy okluzji po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej, tzn. skrócenie czasu okluzji, zrównoważenie obciążenia po obu stronach łuku zębowego oraz symetryczne ułożenie wektora wypadkowej sił, pozwalają zatem stwierdzić, że uzupełnienia te dzięki swojej konstrukcji mają wpływ na optymalizację biomechanicznych warunków okluzyjnych. Ma to bezpośrednie odniesienie do warunków klinicznych, gdyż dzięki symetrycznemu i równomiernemu obciążeniu podłoża nie dochodzi do wyważania protez i ich szkodliwego oddziaływania na podłoże [3, 12, 33, 39, 40, 49, 75, 85, 113, 137, 149].

Warunki okluzyjne mają istotny wpływ na pracę i napięcie mięśni oraz wielkość generowanych przez nie sił, nie tylko w odniesieniu do pełnego użębienia naturalnego, lecz także do użytkowania protez, z tym że u pacjentów bezzębnych użytkujących protezy całkowite praca i napięcie mięśni są uzależnione od prawidłowej konstrukcji zastosowanych uzupełnień protetycznych i ich właściwej stabilizacji na podłożu. Badania dotyczące poziomu elektrycznej aktywności mięśni u osób bezzębnych użytkujących protezy wykazały, że dochodzi u nich do obniżenia aktywności mięśniowej o połowę w porównaniu z osobami z użębieniem [5, 11, 26, 104, 130]. Najwyższy spadek aktywności mięśniowej występuje bezpośrednio po oddaniu protez, co jest tłumaczone jako wynik braku ich adaptacji. Natomiast w okresie 3 miesięcy po zastosowaniu uzupełnień protetycznych aktywność mięśni stopniowo rośnie, co jest wyrazem postępującego procesu adaptacji do zmienionych warunków nerwowo-mięśniowych [26, 104, 128, 130].

Obniżenie aktywności elektrycznej mięśni u pacjentów bezzębnych jest związane również ze zmianami, jakie zachodzą w starzejącym się organizmie. Dochodzi do zmniejszania się siły mięśniowej, występują objawy zmęczenia mięśni wyrażające się ograniczeniem ruchów żuchwy i pogorszeniem ich koordynacji, a także obniżeniem zdolności adaptacyjnych do zmieniających się warunków [12, 30, 31, 39, 57, 58].

W badaniach własnych nad elektryczną aktywnością mięśni żwaczy i mięśni skroniowych u pacjentów użytkujących protezy całkowite wykonane według procedury standardowej stwierdzono niskie wartości potencjałów. Średnio wynosiły one dla prawych mięśni żwaczy 5,73 μV , a dla lewych 5,82 μV i odpowiednio dla mięśni skroniowych 5,96 μV i 7,08 μV . Do oceny symetryczności badanych mięśni ważna jest informacja co do różnicy w zakresie wielkości potencjałów po stronie prawej i lewej. Wartość wykazanych różnic wynosiła dla mięśni żwaczy 2,38 μV , a dla mięśni skroniowych 2,67 μV .

Z uwagi na to, że aktywność mięśni żwaczowych odpowiedzialnych za żucie i zaciśkanie jest skorelowana z morfologicznymi parametrami zwarcia [11, 21, 22, 36, 80, 81, 95, 108, 130], można uznać, że niskie potencjały elektryczne uzyskane z badanych mięśni miały związek z niesymetrycznymi i nierównomiernymi kontaktami w zakresie zębów przeciwstawnych. Również stwierdzona w badaniach klinicznych nieodpowiednia fiksacja i stabilizacja protez oraz dolegliwości bólowe w zakresie błony śluzowej podłoża protetycznego mogły negatywnie wpływać na aktywność mięśni. Pacjenci w trakcie zwierania szczęk w obawie przed wystąpieniem bólu i destabilizacją protez nie zaciśkali zębów do maksymalnego kontaktu zwarciego i tym samym pomiary wykazały niskie wartości potencjałów elektrycznych rejestrowanych z mięśni żwaczy i mięśni skroniowych, odpowiedzialnych za przywodzenie żuchwy. Sytuacja uległa zmianie po zastosowaniu protez wykonanych metodą zmodyfikowaną. Już w pierwszym badaniu przeprowadzonym po 24 godzinach użytkowania protez obserwowano wzrost aktywności elektrycznej badanych mięśni, który jednak nie był statystycznie istotny w stosunku

do wartości uzyskanych w trakcie użytkowania poprzednich protez. Można to tłumaczyć tym, że okres 24 godzin użytkowania protez jest zbyt krótki, aby doszło do zmian w zakresie odruchowej kontroli nerwowo-mięśniowej i dużego wzrostu aktywności badanych mięśni. Natomiast w badaniu po 3 miesiącach użytkowania protez wykonanych w BPS uzyskano wyższe potencjały w zakresie mięśni żwaczy i skroniowych niż te, które zarejestrowano po użytkowaniu protez wykonanych tradycyjnie. Różnice w uzyskanych wartościach statystycznie wykazały wysoki poziom istotności $p = 0,0000$.

Wyniki badań własnych są zgodne z obserwacjami innych autorów [26, 104, 130], którzy również stwierdzali, że po wymianie protez całkowitych na nowe dochodzi do obniżenia, a następnie wzrostu aktywności elektrycznej mięśni, który jednak w ciągu 3 miesięcy nie przekraczał wartości, jakie uzyskano w trakcie poprzednio użytkowanych uzupełnień. W świetle wyników badań własnych można przypuszczać, że było to związane z faktem, iż zastosowane przez tych autorów uzupełnienia protetyczne były wykonywane bez uprzedniej korekty podłoża tkankowego i pod względem konstrukcyjnym były zbliżone do tych, które były stosowane poprzednio.

W badaniach własnych wartości potencjałów uzyskane z mięśni żwaczy i skroniowych po 3 miesiącach użytkowania protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej były znacząco wyższe w stosunku do tych, które uzyskano w wyniku stosowania poprzednich uzupełnień protetycznych. Może to świadczyć o tym, że zastosowana procedura zmodyfikowana stworzyła lepsze warunki dla uzyskania funkcjonalnej stabilności protez i zrównoważonej okluzji, co również stworzyło dobre warunki dla funkcjonowania mięśni wyrażające się rozwinieniem większej aktywności elektrycznej. Przemawiają za tym doniesienia, że korzystne z punktu widzenia biomechaniki zrównoważenie okluzji wyrażające się między innymi zwiększoną liczbą kontaktów okluzyjnych wpływa na wzmożenie aktywności mięśniowej [11, 21, 22, 26, 52, 70, 95, 108, 129, 130].

Oceniając symetrię czynnościową mięśni homologicznych, przeanalizowano różnice, jakie występowały między średnimi wartościami potencjałów uzyskanych z mięśni żwaczy i skroniowych po stronie prawej i lewej. Według danych z piśmiennictwa asymetryczna aktywność mięśni jest związana z obecnością przeszkód okluzyjnych [11, 21, 26, 52, 70, 108]. W badaniach własnych po zastosowaniu protez wykonanych metodą zmodyfikowaną zaobserwowano, że z upływem czasu następuje stopniowe zmniejszanie się różnic między stroną prawą i lewą, zarówno w zakresie mięśni żwaczy, jak i skroniowych. Wartości te są statystycznie istotne, zwłaszcza między badaniami przeprowadzonymi w trakcie użytkowania protez wykonanych metodą tradycyjną i wynikami badań po 3 miesiącach użytkowania protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej.

Odnosząc te dane do wyników uzyskanych w trakcie klinicznego badania okluzji, gdzie po 3 miesiącach korzystania z uzupełnień wykonanych metodą zmodyfikowaną uzyskano równomierny, symetryczny rozkład obciążeń okluzyjnych, można wnioskować, iż zastosowane uzupełnienia protetyczne korzystnie wpłynęły na zmianę funkcjonowania mięśni, które dzięki równowadze kontaktów okluzyjnych bez przeszkód zgryzowych nie tylko zwiększyły swoją aktywność, ale również uzyskały symetrię w czynności. Jest to istotna informacja, na podstawie której można uznać, że proponowana modyfikacja procedur kliniczno-laboratoryjnych, według których prowadzono rehabilitację protetyczną w drugim etapie badań własnych, umożliwiła uzyskanie zna-

czącej poprawy biomechanicznych warunków funkcjonowania protez w przypadkach pierwotnie rokujących niekorzystnie.

Kolejny parametr badań instrumentalnych, który dostarcza istotnych informacji co do biomechanicznych warunków okluzyjnych po zastosowaniu protez, to pomiar sił zgryzowych. Wiadomo bowiem, że warunki okluzji oraz aktywność elektryczna mięśni mają wpływ na wielkość sił zgryzowych generowanych w narządzie żucia. U pacjentów bezzębnych dochodzi do znacznego obniżenia wartości sił zgryzowych w porównaniu z osobami z uzębieniem naturalnym [12, 66, 67, 116, 126, 129]. Jest to związane z wiekiem pacjentów oraz warunkami podłoża protetycznego i retencją protez [13, 15, 17, 66, 67, 114, 116, 155]. Na podstawie badań dotyczących wielkości generowanych sił zgryzowych przez pacjentów bezzębnych o korzystnych warunkach podłoża protetycznego stwierdzono, że średnia wartość tych sił wynosi w zakresie zębów trzonowych 150 N. W przypadku pacjentów o niekorzystnych warunkach podłoża dochodzi do spadku sił zgryzowych zarówno w strefie zębów trzonowych (średnio o 60%), jak i strefie zębów siecznych (średnio o 90%) [13, 17, 66, 67].

W badaniach własnych wykazano, że wielkość sił zgryzowych w grupie osób użytkujących protezy całkowite wykonane metodą tradycyjną w zakresie zębów siecznych wynosi średnio 49,49 N, natomiast w zakresie zębów trzonowych prawych 91,12 N, a zębów lewych 75,95 N. Potwierdziło to spostrzeżenia dotyczące obniżenia sił zgryzowych u pacjentów bezzębnych użytkujących protezy w stosunku do uzębienia naturalnego, gdyż średnie wartości sił zgryzowych u osób z pełnymi łukami zębowymi wynoszą na poziomie zębów siecznych 250 N, a na poziomie zębów trzonowych 350 N [13, 17, 66, 67, 105, 107], czyli są znacząco wyższe od tych, które uzyskano w badaniach własnych. Ponieważ wielkość generowanych sił zgryzowych u pacjentów bezzębnych jest uzależniona od subiektywnych odczuć wynikających z utrzymania protez na podłożu, a także progu bólu, można uznać, że uzyskane niskie wartości sił zgryzowych u pacjentów korzystających z protez wykonanych metodą tradycyjną były związane z nieodpowiednim utrzymaniem ich na podłożu i dolegliwościami bólowymi, które uniemożliwiły mocniejsze nagryzanie na urządzenie pomiarowe (siłomierz).

Podobnie jak w pomiarach aktywności elektrycznej mięśni wymiana protez i zastosowanie uzupełnień protetycznych wykonanych według procedury zmodyfikowanej spowodowała już podczas pierwszego badania przeprowadzonego po 24 godzinach wzrost sił generowanych na poziomie zębów trzonowych prawych i lewych, które systematycznie ulegały zwiększeniu w kolejnych badaniach i po 3 miesiącach osiągnęły średnie wartości 118,82 N na poziomie prawych zębów trzonowych i 117,59 N na poziomie lewych zębów trzonowych, czyli uległy zwiększeniu w stosunku do wartości osiągniętych podczas użytkowania poprzednich protez średnio o 30 N. Różnice w wielkości generowanych sił były statystycznie istotne.

W zakresie zębów siecznych, po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej, zaobserwowano (w badaniu przeprowadzonym po 24 h użytkowania) spadek sił, a w kolejnych badaniach wzrost i po 3 miesiącach uzyskano wartości zbliżone do tych, które zmierzono na protezach wykonanych metodą tradycyjną. Różnice w osiągniętych wartościach sił zgryzowych na zębach siecznych nie były istotne statystycznie. Po zastosowaniu protez wykonanych metodą zmodyfikowaną dochodziło również do stopniowego zmniejszania się różnicy między wielkością sił generowanych na poziomie prawych i lewych zębów trzonowych. Po 3 miesiącach użytkowania protez

różnica w wielkości generowanych sił zgryzowych między prawymi i lewymi zębami trzonowymi wyniosła 5,57 N, podczas gdy w czasie użytkowania protez wykonanych według procedury standardowej wartość tej różnicy wynosiła 28,20 N.

Stopniowy wzrost sił zgryzowych oraz ich symetryczny rozkład na powierzchni okluzyjnej obserwowany po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej wskazuje, że uzupełnienia te lepiej spełniają wymogi biomechaniki narządu żucia. Prawdopodobnie chodzi tu o dobre utrzymanie protez na podłożu, co jest zgodne z wynikami badań autorów, którzy oceniali wielkość maksymalnych sił zgryzowych u pacjentów bezzębnych przed zastosowaniem środka adhezyjnego i po jego zastosowaniu. Stwierdzili oni, że wartości sił zgryzowych były większe po zastosowaniu środka adhezyjnego, kiedy protezy miały lepsze utrzymanie na podłożu [155]. Badania za pomocą przyrządu do pomiaru sił zgryzowych, przeprowadzone wśród pacjentów bezzębnych o niekorzystnych warunkach podłoża protetycznego, wykazały, że generują oni siły w granicach średnio 15 N [66, 67]. W badaniach własnych u pacjentów z niekorzystnymi warunkami anatomo-fizjologicznymi podłoża protetycznego użytkującymi protezy wykonane według procedury zmodyfikowanej uzyskano znacznie lepszy wynik – wielkość sił zgryzowych na poziomie zębów trzonowych wynosiła średnio 100 N.

W podsumowaniu można zatem stwierdzić, że rehabilitacja protetyczna prowadzona według zmodyfikowanej procedury (algorytmu) postępowania kliniczno-laboratoryjnego, ukierunkowana na trudne przypadki pacjentów w wieku podeszłym, pozwala na uzyskanie korzystnych warunków biomechanicznych narządu żucia, co wyraża się prawidłowym funkcjonowaniem zastosowanych protez wykonanych zgodnie z BPS.

Realizacja założeń zaproponowanego algorytmu zakładających korekcyjne postępowanie przedprotetyczne i elementy psychoterapii wspierającej oraz zastosowanie protez wykonanych według ściśle określonych reguł BPS wpłynęła nie tylko na pozytywne odczucia pacjentów korzystających z protez wykonanych tą metodą, ale również w sposób obiektywny poprawiła warunki biomechaniczne ich funkcjonowania w stopniu umożliwiającym przywrócenie podstawowych funkcji narządu żucia. Jest to potwierdzone faktem, że we wszystkich obiektywnych badaniach oceniających funkcję mięśni, okluzję oraz siły zgryzu uzyskano wartości, które w sposób statystycznie istotny były lepsze od stwierdzonych u pacjentów użytkujących protezy wykonane zgodnie ze standardowym postępowaniem kliniczno-laboratoryjnym.

VI. WNIOSKI

1. Analiza wyników badań, przeprowadzonych w ramach realizacji niniejszego projektu, wskazuje na istnienie współzależności między zastosowaną metodą rekonstrukcji protetycznej uzębienia a stopniem odtworzenia warunków biomechanicznych narządu żucia w przypadkach bezzębia, wyrażonym zarówno wartością parametrów możliwych do zmierzenia instrumentalnie, jak i uzyskanych w wyniku analizy klinicznej. Jest to zależność następująca:

a) rutynowo stosowane, standardowe postępowanie protetyczne w zaopatrzeniu pacjentów bezzębnych w wieku podeszłym z niekorzystnymi warunkami miejscowymi i ogólnymi nie przynosi zadowalających wyników leczenia, co wyraża się niskimi wartościami parametrów biomechanicznych oraz negatywną oceną kliniczną (m.in. niedostateczne utrzymanie na podłożu, dolegliwości bólowe i objawy niewydolności żucia);

b) w wyniku leczenia protetycznego według ściśle określonych procedur algorytmu w opracowaniu własnym z zastosowaniem protez wykonanych w systemie biofunkcjonalnym uzyskuje się znamienne lepsze wartości zarówno parametrów biomechanicznych (m.in. poprawa wartości sił zgryzowych i zrównoważona czynność mięśniowa), jak i składających się na całościowy wynik leczenia parametrów oceny klinicznej, zapewniających niezakłócone wykonywanie fizjologicznych funkcji narządu żucia.

2. Laserowa korekta podłoża tkankowego z uwagi na możliwość uzyskania skutecznej poprawy warunków anatomicznych dla funkcjonowania protez jest godnym polecenia uzupełnieniem procedury zabiegowej w fazie przygotowania przedprotetycznego, podobnie jak uwzględnienie elementów psychoterapii wspierającej w trakcie całego procesu rehabilitacji protetycznej pacjentów w wieku podeszłym.

3. Stwierdzona w toku przeprowadzonych badań poprawa biomechanicznych parametrów okluzji poprzez zwiększenie aktywności elektrycznej mięśni, a zwłaszcza symetryczności ich działania oraz wzrost generowanych sił okluzyjnych po leczeniu prowadzonym według zaproponowanego algorytmu z zastosowaniem protez wykonanych w systemie biofunkcjonalnym, jest potwierdzeniem, że z punktu widzenia biomechaniki narządu żucia jest to metoda godna polecenia w trudnych przypadkach bezzębia szczęki i żuchwy u pacjentów w wieku podeszłym.

4. Instrumentalne metody oceny sił okluzyjnych oraz czynności mięśni żucia mogą stanowić ważny element uzupełniający zarówno badania diagnostyczne, jak i monitorowanie protetycznej rehabilitacji pacjentów bezzębnych.

STRESZCZENIE

Wprowadzenie

W części wstępnej pracy wyjaśniono zasadność podjętej problematyki badań, która wynikała z obserwacji klinicznych i danych z piśmiennictwa dotyczących niewystarczającej skuteczności stosowania standardowych metod rekonstrukcji uzębienia u pacjentów bezzębnych w wieku podeszłym z niekorzystnymi warunkami anatomo-fizjologicznymi podłoża protetycznego. Na podstawie przeglądu piśmiennictwa omówiono biomechaniczne warunki okluzyjne narządu żucia oraz zdefiniowano kryteria kwalifikacji przypadków bezzębia w zależności od stanu jamy ustnej i uwarunkowań ogólnoustrojowych.

Całkowita utrata zębów i postępujący wraz z tym proces zanikowy dotyczy nie tylko struktur kostnych, ale również mięśni biorących udział w funkcjach narządu żucia. U osób bezzębnych dochodzi do obniżenia o połowę aktywności elektrycznej mięśni, co tym samym prowadzi do obniżenia wielkości generowanych sił okluzyjnych. Zmianom anatomicznym towarzyszą zmiany czynnościowe, które objawiają się zmniejszoną siłą mięśni, osłabieniem odruchów i wydłużonym czasem reakcji nerwowej. Z wiekiem nasilają się również objawy zmęczenia mięśni, pogorszenie ich koordynacji i obniżenie zdolności adaptacyjnych do zmieniających się warunków anatomicznych.

Wszystko to z jednej strony wskazuje na skalę trudności w odtwarzaniu warunków biomechanicznych narządu żucia u pacjentów bezzębnych z zastosowaniem protez całkowitych, a z drugiej stawia wiele zasadniczych pytań co do skuteczności stosowanych dotąd metod rekonstrukcyjnych, w tym procedur kliniczno-laboratoryjnych i czynności zabiegowych, w szczególności zaś tych, które mogłyby być polecane do stosowania w trudnych przypadkach bezzębia u pacjentów w wieku podeszłym.

Dążenie do metodycznego udowodnienia wagi wyboru metod rekonstrukcyjnych dla zapewnienia funkcjonalnie najwłaściwszych warunków okluzyjnych w trudnych przypadkach bezzębia było inspiracją do podjęcia tego tematu w niniejszej pracy.

Założenia i cel pracy

Głównym celem pracy było udokumentowane badaniami wskazanie możliwości optymalizacji biomechanicznych parametrów okluzyjnych narządu żucia w trudnych przypadkach bezzębia poprzez stosowanie specjalnych procedur postępowania kliniczno-laboratoryjnego w rehabilitacji protetycznej pacjentów w wieku podeszłym.

Dlatego, prócz zwykle praktykowanej subiektywnej oceny klinicznej, założono przeprowadzenie zobiektywizowanych badań instrumentalnych w celu uzyskania szczegółowych danych pozwalających na ocenę, czy rezultatem postępowania rehabilitacyjnego w bezzębiu według ściśle zdefiniowanej procedury kliniczno-laboratoryjnej będzie uzyskanie odpowiednio korzystnych parametrów biomechanicznych, określających funkcjonalną sprawność narządu żucia wyrażającą się poprawą wartości sił zgryzowych i zrównoważoną czynnością mięśniową. Są to bowiem podstawowe warunki stabilizacji i czynnościowej sprawności stosowanych protez całkowitych.

Na podstawie wyników tak zaplanowanych badań założono uzyskanie udokumentowanej odpowiedzi na ważne dla praktyki klinicznej pytania szczegółowe:

1. Czy zastosowanie protez całkowitych wykonanych według specjalnych procedur postępowania kliniczno-laboratoryjnego w biofunkcyjnym systemie protetycznym, z wewnątrzustną rejestracją zwarcia i przenoszeniem warunków okluzyjnych do artykulatora z użyciem łuku twarzowego, ma wpływ na przywrócenie biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia w stopniu umożliwiającym ich sprawne funkcjonowanie?

2. Czy przedprotetyczna korekta podłoża tkankowego bezzębnej jamy ustnej oraz uwzględnienie elementów psychoterapii wspierającej wpływa na pozytywny wynik rehabilitacji protetycznej pacjentów w wieku podeszłym?

3. Czy takie metody badań instrumentalnych narządu żucia jak: komputerowa analiza okluzji, pomiar sił zgryzowych oraz elektromiograficzna ocena aktywności mięśniowej pozwalające ocenić biomechaniczne parametry czynnościowej wydolności narządu żucia mogą być przydatne w diagnostyce bezzębia i protetycznej rehabilitacji pacjentów bezzębnych?

Założoną tezę pracy była pozytywna odpowiedź na powyższe pytania i w związku z tym zaproponowanie procedury (algorytmu) postępowania rehabilitacyjnego polecanego do stosowania w trudnych warunkach podłoża protetycznego bezzębnej jamy ustnej, w szczególności u pacjentów z miejscowo i ogólnie niekorzystnymi uwarunkowaniami wynikającymi z ich podeszłego wieku.

Materiał i metody

Cele pracy realizowano na podstawie badań klinicznych i instrumentalnych w grupie 30 kobiet w wieku 65–80 lat, u których stwierdzono niekorzystne dla funkcjonowania protez miejscowe warunki podłoża protetycznego w jamie ustnej i negatywne uwarunkowania ogólnoustrojowe związane z wiekiem i ogólnym stanem zdrowia. Ze względu na przyjęte założenia co do porównań skuteczności dwóch różnych procedur postępo-

wania kliniczno-laboratoryjnego, ze szczególnym akcentem na odtworzenie biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia, nie było konieczności wyodrębniania specjalnej grupy kontrolnej (odrębnej grupy pacjentów), gdyż najważniejszy materiał porównawczy dla ocenianej procedury w modyfikacji własnej mogły stanowić wyniki analizy jej terapeutycznej skuteczności, odnoszące się do uprzednio stosowanej metody postępowania w tej samej grupie osób badanych. Wymóg jednorodności należało zachować również co do płci badanych osób, gdyż istotnym elementem obiektywizacji analiz porównawczych były pomiary biomechanicznych parametrów okluzyjnych użytkowników protez, a ich wyniki odnoszono do określonych odrębnymi badaniami norm fizjologicznych, które są znacząco różne dla kobiet i mężczyzn.

Zaplanowany cykl badań realizowano w dwóch etapach. Najpierw wszyscy pacjenci zostali zaopatrzeni protezami całkowitymi wykonanymi w trybie postępowania standardowego, tzn. według ogólnie stosowanych procedur kliniczno-laboratoryjnych. Po zastosowaniu protez prowadzono obserwacje kliniczne i wykonywano konieczne korekty, a następnie po 3-miesięcznym okresie ich użytkowania przeprowadzono badania funkcjonalności protez na podstawie klinicznej oceny subiektywnej, dokonywanej przez lekarza, oraz analizy doznań pacjentów i badań instrumentalnych.

Następnie w tej samej grupie przeprowadzono postępowanie według procedury (algotrytmu) w modyfikacji własnej, w ramach której u wszystkich badanych wykonano laserową korektę tkanek jamy ustnej i – po odpowiednim przygotowaniu psychologicznym – zastosowano protezy wykonane w biofunkcyjnym systemie protetycznym, a następnie powtórzono cykl badań klinicznych oraz instrumentalnych, z tym że badania instrumentalne były powtarzane w ustalonych odstępach czasowych, tj. po 24 godzinach, po 1 tygodniu i po 3 miesiącach użytkowania protez.

Skuteczność leczenia oceniano na podstawie kryteriów klinicznych i subiektywnej oceny funkcjonowania protez formułowanej przez pacjentów z uwzględnieniem wyników badań instrumentalnych obejmujących: analizę okluzji z użyciem aparatu T-scan II, elektromiograficzny pomiar napięcia mięśni i mechaniczny pomiar sił okluzyjnych. W ocenie klinicznej uwzględniano ilość i jakość przeprowadzonych korekt, utrzymanie protez na podłożu i ich oddziaływanie na tkanki jamy ustnej, trafność ustalonej wysokości zwarcia i przebiegu powierzchni okluzyjnej oraz ogólny efekt wymowy i estetyki. Na podstawie informacji podawanych przez pacjentów analizowano czas adaptacji oraz ocenę efektów leczenia w odniesieniu do stabilizacji protez, sprawności żucia, estetyki i funkcji mowy.

W trakcie badań instrumentalnych oceniano za pomocą urządzenia T-scan II warunki okluzyjne, analizując takie parametry, jak: czas okluzji, procentowy rozkład obciążeń łuku zębowego oraz różnicę tych obciążeń między obiema stronami łuku zębowego. Oceniano również ułożenie wektora sił wypadkowych w trakcie uzyskiwania pozycji maksymalnego zaguzkowania, a za pomocą badania elektromiograficznego badano wielkość potencjałów elektrycznych mięśni żwaczy i przedniej części mięśni skroniowych. Wartość sił okluzyjnych generowanych na poziomie zębów siecznych oraz prawych i lewych zębów trzonowych badano za pomocą specjalnego siłomierza.

Wyniki uzyskane w badaniach klinicznych i instrumentalnych poddano analizie statystycznej opartej na klasycznych procedurach obliczeń wartości średnich, odchyłek standardowych, wartości minimalnych i maksymalnych oraz testu analizy wariancji dla zależności zmiennych. Do opracowań statystycznych wykorzystano specjalistyczny pakiet programów komputerowych STATISTICA.

Wyniki

W ocenie klinicznej – w zakresie wszystkich ocenianych wartości – uzyskano znacznie lepsze wyniki leczenia według zmodyfikowanej procedury kliniczno-laboratoryjnej z zastosowaniem protez wykonanych w biofunkcjonalnym systemie protetycznym, w porównaniu z wynikami po zastosowaniu protez wykonanych według procedury standardowej. W szczególności uzyskano: wyrównaną okluzję, zadowalającą fiksację oraz dobrą funkcjonalność protez w zakresie ich podstawowych zadań, czyli żucia i mowy. Dlatego już na podstawie oceny klinicznej można było wnioskować o terapeutycznej skuteczności postępowania rehabilitacyjnego zgodnie z zaproponowanym algorytmem ukierunkowanym na pacjentów z trudnymi warunkami miejscowymi i ogólnymi, jakie występują u osób w wieku podeszłym.

Wyniki badań klinicznych zostały potwierdzone badaniami instrumentalnymi, które wykazały, że po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej uzyskuje się korzystniejsze parametry biomechaniki okluzji wyrażające się wzrostem aktywności mięśniowej i wyższymi wartościami generowanych sił okluzyjnych z ich równomiernym rozłożeniem.

Pomiary procentowego rozkładu obciążeń po obu stronach łuku zębowego w trakcie użytkowania protez wykonanych według procedury standardowej wykazały niesymetryczność działających sił okluzyjnych między prawą i lewą stroną łuku zębowego – różnica wynosiła 44,83%. Świadczy to o braku równomierności obciążenia całego łuku zębowego, co w przypadku protez całkowitych jest jedną z głównych przyczyn ich złego utrzymania na podłożu. Natomiast po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej przeprowadzone pomiary wykazały, że obciążenia okluzyjne rozkładały się równomiernie po obu stronach łuku zębowego. W odniesieniu do czasu okluzji wykazano, że po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez wykonanych metodą tradycyjną uzyskano wartość czasu okluzji na poziomie 1,08 s, a po takim samym okresie użytkowania protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej czas ten uległ skróceniu do 0,79 s. Na korzyść zmieniły się również parametry dotyczące różnicy obciążeń między prawą i lewą stroną łuku zębowego. W trakcie użytkowania protez wykonanych metodą zmodyfikowaną następowało zmniejszenie się różnicy między obciążeniem prawej i lewej strony łuku zębowego, obserwowano również korzystne zmiany w ułożeniu wektora wypadkowej sił okluzyjnych, który z czasem nie oddalał się od osi symetrii szczęki. Na tej podstawie stwierdzono, że uzupełnienia wykonane według procedury zmodyfikowanej mają korzystny wpływ na optymalizację biomechanicznych warunków okluzyjnych.

W badaniach nad elektryczną aktywnością mięśni żwaczy i mięśni skroniowych u pacjentów użytkujących protezy całkowite wykonane według procedury standardowej występowały niskie wartości potencjałów. Średnio wynosiły one dla prawych mięśni żwaczy 5,73 μV , a dla lewych 5,82 μV i odpowiednio dla mięśni skroniowych 5,96 μV i 7,08 μV . Symetryczność badanych mięśni mierzona jest różnicą wielkości potencjałów po stronie prawej i lewej. Wartość tych różnic wynosiła dla mięśni żwaczy 2,38 μV , a dla mięśni skroniowych 2,67 μV . Natomiast po zastosowaniu protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej wartości potencjałów uzyskane z badanych mięśni były znacznie wyższe. Ponadto w trakcie użytkowania protez wykonanych według procedury

zmodyfikowanej dochodziło do czynnościowej symetrii pracy mięśni homologicznych, co wyrażało się stopniowym zmniejszaniem różnic między wartościami potencjałów strony prawej i lewej. Świadczy to o tym, że w wyniku zastosowania procedury zmodyfikowanej powstały lepsze warunki dla funkcjonalnej stabilności protez i zrównoważonej okluzji, co również stworzyło dobre warunki funkcjonowania dla mięśni wyrażające się rozwinieniem większej aktywności elektrycznej.

Wielkości sił zgryzowych u osób użytkujących protezy całkowite wykonane metodą tradycyjną wynosiły: w zakresie zębów siecznych 49,49 N, w zakresie zębów trzonowych prawych 91,12 N, a zębów lewych 75,95 N. Podobnie jak w pomiarach aktywności elektrycznej mięśni wymiana protez i zastosowanie uzupełnień protetycznych wykonanych w biofunkcjonalnym systemie protetycznym spowodowała już podczas badania po 24 godzinach wzrost sił okluzyjnych generowanych na poziomie zębów trzonowych prawych i lewych, które systematycznie ulegały zwiększeniu w kolejnych badaniach i po 3 miesiącach osiągnęły średnie wartości 118,82 N na poziomie prawych zębów trzonowych i 117,59 N na poziomie lewych zębów trzonowych, czyli uległy zwiększeniu w stosunku do wartości osiągniętych podczas użytkowania poprzednich protez średnio o 30 N. Różnice w wielkości generowanych sił były statystycznie istotne.

Stopniowy wzrost sił zgryzowych oraz ich symetryczny rozkład na powierzchni okluzyjnej obserwowany po zastosowaniu protez wykonanych w systemie biofunkcjonalnym wskazuje, że uzupełnienia te lepiej spełniają wymogi biomechaniki narządu żucia.

W wyniku realizacji założeń zaproponowanego algorytmu – zakładających korekcyjne postępowanie przedprotetyczne w zakresie tkanek podłoża protetycznego i elementy psychoterapii wspierającej oraz zastosowanie protez wykonanych według ściśle określonych reguł systemu biofunkcjonalnego – doszło nie tylko do pozytywnych odczuć pacjentów korzystających z protez wykonanych tą metodą, ale również nastąpiła obiektywna poprawa warunków biomechanicznych wyrażająca się funkcjonowaniem protez w stopniu umożliwiającym przywrócenie podstawowych funkcji narządu żucia. Zostało to potwierdzone faktem, że w parametrycznej ocenie funkcji mięśni, sił zgryzu i zrównoważenia okluzji, uzyskano wartości, które w sposób statystycznie istotny były lepsze od występujących u pacjentów, którzy użytkowali protezy wykonane standardowo.

Wnioski

1. Analiza wyników badań, przeprowadzonych w ramach realizacji niniejszego projektu, wskazuje na istnienie współzależności między zastosowaną metodą rekonstrukcji protetycznej uzębienia a stopniem odtworzenia warunków biomechanicznych narządu żucia w przypadkach bezzębia, wyrażonym zarówno wartością parametrów możliwych do zmierzenia instrumentalnie, jak i uzyskanych w wyniku analizy klinicznej. Jest to zależność następująca:
 - a) rutynowo stosowane, standardowe postępowanie protetyczne w zaopatrzeniu pacjentów bezzębnych w wieku podeszłym z niekorzystnymi warunkami miejscowymi i ogólnymi nie przynosi zadowalających wyników leczenia, co wyraża się ni-

- skimi wartościami parametrów biomechanicznych oraz negatywną oceną kliniczną (m.in. niedostateczne utrzymanie na podłożu, dolegliwości bólowe i objawy niewydolności żucia);
- b) w wyniku leczenia protetycznego według ściśle określonych procedur algorytmu w opracowaniu własnym z zastosowaniem protez wykonanych w systemie biofunkcjonalnym uzyskuje się znamienne lepsze wartości zarówno parametrów biomechanicznych (m.in. poprawa wartości sił zgryzowych i zrównoważona czynność mięśniowa), jak i składających się na całościowy wynik leczenia parametrów oceny klinicznej, zapewniających niezakłócone wykonywanie fizjologicznych funkcji narządu żucia.
2. Laserowa korekta podłoża tkankowego z uwagi na możliwość uzyskania skutecznej poprawy warunków anatomicznych dla funkcjonowania protez jest godnym polecenia uzupełnieniem procedury zabiegowej w fazie przygotowania przedprotetycznego, podobnie jak uwzględnienie elementów psychoterapii wspierającej w trakcie całego procesu rehabilitacji protetycznej pacjentów w wieku podeszłym.
 3. Stwierdzona w toku przeprowadzonych badań poprawa biomechanicznych parametrów okluzji poprzez zwiększenie aktywności elektrycznej mięśni, a zwłaszcza symetryczności ich działania oraz wzrost generowanych sił okluzyjnych po leczeniu prowadzonym według zaproponowanego algorytmu z zastosowaniem protez wykonanych w systemie biofunkcjonalnym, jest potwierdzeniem, że z punktu widzenia biomechaniki narządu żucia jest to metoda godna polecenia w trudnych przypadkach bezzębna szczęki i żuchwy u pacjentów w wieku podeszłym.
 4. Instrumentalne metody oceny sił okluzyjnych oraz czynności mięśni żucia mogą stanowić ważny element uzupełniający zarówno badania diagnostyczne, jak i monitorowanie protetycznej rehabilitacji pacjentów bezzębnych.

SUMMARY

Introduction

In introduction, the reasons for relevance of choosing this particular study subject are presented. They result from clinical observations and literature data concerning the inadequate efficiency of use of the standard dentition reconstruction methods in edentulous patients advanced in age characterized with unfavorable anatomico-physiological conditions of denture bearing area.

On the basis of the subject matter literature revision, biomechanical occlusal conditions of the masticatory organ were discussed, as well as qualification criteria of edentulism cases depending on oral cavity condition and systemic predisposition were defined.

Total tooth loss and resulting atrophy progression refer not only to osseous structures, but also to muscles taking part in masticatory organ functioning. In edentulous patients muscle electric activity is reduced by half, which leads to lowering of the generated occlusal forces value. Anatomical changes are accompanied by functional changes that are visible in lowered muscle strength, hyporeflexia and elongated reaction time. With age, the symptoms of muscle fatigue, deterioration of their coordination and lowering of the adaptation ability to the changing anatomical conditions escalate.

On the one hand, it indicates the difficulty scale in reconstruction of biomechanical environment of the masticatory organ in edentulous patients with application of complete dentures, and on the other hand, it poses many fundamental questions as to the efficacy of reconstruction methods used so far, including the clinical-laboratory and activity procedures, particularly those that could be recommended to be used in difficult cases of edentulism in patients advanced in age.

Aiming at methodological demonstration of the importance of reconstruction methods' choice for providing the most adequate functional occlusal conditions in difficult cases of edentulism, was an inspiration for discussing this particular subject herein.

Aims

The main aim of this study was the indication of possibility to optimize biomechanical occlusal parameters of masticatory organ in difficult cases of edentulism, by implementation of special clinical-laboratory procedures in prosthetic rehabilitation of patients advanced in age.

That is the reason why, apart from the popular subjective clinical assessment, conducting the objectified instrumental examination was assumed, in order to collect the extensive data enabling the verification if the effect of rehabilitation procedure in edentulism, conducted according to the precisely defined clinical-laboratory procedure, will allow to obtain adequately favorable biomechanical parameters, describing the functional efficiency of masticatory organ observed in occlusal forces values' improvement and balanced muscle activity. These are the crucial conditions of stabilization and functional efficiency of complete dentures.

On the basis of tests mentioned above, it was assumed that the documented answer will be obtained to important for the clinical practice, following specific questions:

1. Does the implementation of complete dentures prepared according to the special clinical-laboratory procedures in biofunctional prosthetic system, with intraoral occlusal registration and transfer of occlusal conditions to articulator with the use of registration device, influence the restoration of biomechanical occlusal conditions of masticatory organ to the degree enabling its efficient functioning?

2. Does the preprosthetic correction of tissue area of the edentulous oral cavity and considering the supporting psychotherapy, influence the positive effect of prosthetic rehabilitation of patients advanced in age?

3. If the instrumental examination methods of masticatory organ such as: computerized analysis of dental occlusion, occlusal forces measurement and electromyographic evaluation of muscle activity enabling the assessment of biomechanical parameters of masticatory organ functional efficiency can be useful in edentulism diagnosis and prosthetic rehabilitation of edentulous patients?

The study assumed to obtain positive answers to all questions stated above, and, as a result, suggesting the procedure (algorithm) of rehabilitation procedure recommended to be implemented in case of occurrence of difficult denture-bearing area of the edentulous oral cavity, especially in patients with locally unfavorable conditioning resulting from their advanced age.

Material and methods

The aims of this study were accomplished on the basis of the clinical and instrumental tests in the group of 30 women aged 65–80 that were diagnosed with functionally unfavorable local denture-bearing area conditions in oral cavity and negative systemic conditions connected with age and general health condition. Taking into consideration the adopted assumptions as to the comparison of effectiveness of two differing clini-

cal-laboratory procedures, with the special emphasis laid on the reconstruction of biomechanical occlusal conditions of the masticatory organ, there was no need to select the special control group (separate group of patients), as the most accurate material for comparison of the assessed self-modified procedure could include analysis' results of its therapeutic efficacy, referring to the method previously used in the same group of patients. Homogeneous requirement should have also been applied as to the sex of patients, for the crucial element of comparison analysis objectification was the measurement of biomechanical occlusal parameters of dentures' users, and their results were related to the physiological norms specified by separate tests that are significantly different for men and women.

The tests were carried out in two stages. First, all the patients were provided with complete dentures prepared in the standard course of action that is according to the generally used clinical-laboratory procedures. Next, the clinical observations took place and the necessary corrections were made and then, after the three months of the complete dentures usage, tests recognizing their functionality were carried out on the basis of the subjective clinical assessment made by a dentist, and patients' feelings as well as instrumental examinations.

Furthermore, in the same group, the self-modified procedure (algorithm) was implemented that included the laser correction of oral cavity tissues in all patients, and following the adequate psychological preparation, dentures made in biofunctional system BPS were used, and then the set of clinical and instrumental tests was repeated, but what is crucial, is that the tests were carried out in the specified time periods that is after 24 hours, 1 week and 3 months of dentures' use.

Effectiveness of treatment was evaluated on the basis of clinical criteria and subjective assessment of dentures' functioning formed by patients with consideration of instrumental tests' findings, including occlusal analysis made with T-scan II device, electromyographic measure of muscle tension and mechanical measure of occlusal forces.

Clinical assessment included the quantity and quality of corrections made, keeping the dentures in bearing area and their influence on oral cavity tissues, accuracy of the established occlusion height and occlusal path as well as general pronunciation and esthetic effect.

On the basis of information given by patients, the period of time needed for adaptation, the treatment results' assessment with reference to dentures' stabilization, effectiveness of mastication and speech functions were analyzed.

While conducting instrumental tests, occlusal conditions were evaluated by T-scan II device, analyzing parameters such as: occlusion time, dental arch load proportional distribution and load differences between both sides of dental arch. The position of resultant force vector was also assessed in maximal intercuspal position, and with the use of electromyographic test, the value of electric potentials of masseter muscles and anterior part of temporal muscles were examined. Occlusal forces value generated on the level of incisors and right and left molars was measured with special dynamometer.

Findings obtained in clinical and instrumental tests underwent statistical analysis based on standard procedures of average value calculations, standard deviations, minimal and maximal values and variance analysis for dependent variables. For statistical studies special computer software STATISTICA was used.

Results

In clinical assessment, considering all evaluated factors, significantly better treatment results were obtained according to modified clinical-laboratory procedure with the use of dentures prepared in BPS biofunctional system, in comparison to the results obtained after application of dentures made according to standard procedure. The following were obtained in particular: well-aligned occlusion, satisfactory fixation and good dentures' functionality in mastication and speech. That is the reason why only on the basis of clinical assessment it was possible to conclude the therapeutic effectiveness of rehabilitation procedure according to the suggested algorithm directed at patients with difficult local and general conditions that are present in patients advanced in age.

Clinical tests' findings were confirmed by instrumental tests that showed that after application of dentures made according to modified procedures more positive parameters of occlusion biomechanics were obtained expressed in increase of muscle activity and higher values of generated occlusal forces along with the regular load distribution.

Measures of proportional load distribution in both sides of dental arch, while using dentures made according to standard procedure, showed lack of symmetry of occlusal forces between right and left side of dental arch; the difference amounted to 44.83%. It indicates the lack of regularity in load distribution in the whole dental arch, which in case of complete dentures is one of the key reasons of their inadequate keeping in bearing- area. In turn, after application of dentures made according to modified procedure, conducted measurements showed that occlusal loads were distributed regularly in both sides of dental arch. With reference to occlusal time, it was demonstrated that after 3 months of using the dentures made according to the standard procedure, the occlusal time obtained was at the level of 1.08 of a second, and after the same time of using dentures made according to modified procedure, this time was shortened to 0.79 of a second. Positive effect could also be observed in parameters concerning the difference in load distribution between right and left side of dental arch. While using the dentures prepared according to modified procedure, the difference between loading of right and left part of dental arch was reduced, substantial change in positioning of resultant occlusal forces vector was observed, and the vector did not move away from jaw symmetry axis. On the basis of these findings, it was stated that dentures made according to modified procedure have positive influence on optimization of biomechanical occlusal conditions.

Tests on electric activity of masseter and temporal muscles, in patients using complete dentures made according to standard procedure, showed low potentials' value. On average they amounted to 5.73 μV and 5.82 μV for right masseter muscles and left masseter muscles respectively, and for right and left temporal muscles 5.96 μV and 7.08 μV respectively. The value of those differences amounted to 2.38 μV for masseter muscles and for temporal muscles it was 2.67 μV . In turn, after using dentures made according to modified procedure, potentials' values obtained from tested muscles were significantly higher. Moreover, while using dentures made according to modified procedure, functional symmetry of homological muscles activity was achieved, which was clearly visible in gradual difference reduction between potentials' values in right and left part. It shows, that as a result of applying the modified procedure better conditions for dentures' functional stability and balanced occlusion were created, which in turn contributed to

providing better conditions for muscles and their functioning expressed in higher electric activity.

Occlusal forces in patients using complete dentures, made according to standard method, amounted to: in incisors 49.49 N, in right molars 91.12 N, and left molars 75.95 N. Similarly as in measuring muscles' electric potentials, changing dentures and using ones made according to BPS biofunctional system, caused, in examination right after 24 hours, the increase in occlusal forces generated in left and right molars that systematically went up in the following examinations and after 3 months they amounted to average values of 118.82 N in right molars and 117.59 N in left molars, which means that they increased in comparison to values obtained while using former dentures for about 30 N. The differences in value of generated forces were statistically significant.

Gradual increase in occlusal forces value and their symmetrical load on occlusal surface observed after application of dentures made according to biofunctional system indicates that these dentures meet the requirements of the masticatory organ to much higher degree.

As a result of implementation of suggested algorithm assumptions, including preprosthetic correction procedure in denture-bearing area tissues and supporting psychotherapy elements, as well as the application of dentures made according to precisely-defined rules of biofunctional system, not only did patients have positive feelings about dentures made according to this procedure, but also the objective improvement in biomechanical conditions was achieved, expressed in dentures' functioning to a degree enabling restoration of the fundamental functions of the masticatory organ. It was confirmed by the fact that in parametric evaluation of muscles' functioning, occlusal forces and balanced occlusion, values were achieved that statistically were significantly better than those observed in patients who used dentures made according to standard procedure.

Conclusions

1. The analysis of tests' findings, conducted in the course of this study preparation, indicates that there exists the correlation between the implemented method of dentition reconstruction and the degree of biomechanical conditions' reconstruction of the masticatory organ in cases of edentulism, expressed both in parameters' value possible to measure in the instrumental way, and obtained in the course of clinical analysis. It is the following correlation:
 - a) routinely applied, standard prosthetic procedure used in edentulous patients advanced in age with unfavorable local and general conditions does not bring satisfactory treatment results, which can be observed in low biomechanical parameters' values and negative clinical assessment (eg. inefficient keeping of the denture in foundation area, feeling of pain and symptoms of insufficient mastication),
 - b) As a result of prosthetic treatment according to precisely-defined procedures of self-prepared algorithm, with the use of dentures made in biofunctional system, significantly better values of both biomechanical parameters (eg. improvement of occlusal forces value and balanced muscle activity) and clinical assessment analy-

sis parameters, constituting the inseparable part of the final treatment, providing the undisturbed activity of physiological functions of masticatory organ are obtained.

2. The highly-recommended supplement of procedure on the stage of preprosthetic preparation is laser correction of the tissue foundation due to the ability to obtain the efficient improvement of anatomical conditions for dentures' functionality, as well as considering elements of supporting psychotherapy in the course of prosthetic rehabilitation procedure of patients advanced in age.
3. The improvement of biomechanical occlusal parameters by increasing the electric muscle activity, and in particular the symmetry of their activity and the increase of generated occlusal forces after the application of treatment based on the suggested algorithm, with the use of dentures made in biofunctional system is visible confirmation that from the point of view of masticatory organ biomechanics it as a method worth recommending in difficult cases of maxillary and mandibular edentulism in patients advanced in age.
4. Instrumental methods of occlusal forces assessment and masticatory muscles activity can constitute the supplementary element of crucial importance for diagnostic tests and for monitoring the prosthetic rehabilitation of edentulous patients.

PIŚMIENNICTWO

- [1] Agerberg G., Carlsson G.E.: *Chewing ability in relation to dental and general health: analyses of data obtained from questionnaire*. Acta Odontol. Scand., 1981, 39, 147–153.
- [2] Anastassiadou V., Katsouli S., Heath M.R., Pissiotis A., Kapari D.: *Validation of communication between elderly denture wearers and dentists: a questionnaire on satisfaction with complete dentures using semi-structured interviews*. Gerodontology, 2004, 21, 195–200.
- [3] Babu R.R., Nayar S.V.: *Occlusion indicators: A review*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2007, Vol. 7, Issue 4.
- [4] Bakke M., Michler L.: *Temporalis and masseter muscle activity in patients with anterior open bite and craniomandibular disorders*. Scand. J. Dent. Res., 1991, 99, 219–228.
- [5] Baldisserotto S.M., da Trindade D.C., Fagundes Loss J., Arai Shinkai R.S.: *Reliability of EMG activity in complete denture users during simulation of activities of daily living*. Rev. odonto ciênc., 2010, 25 (1), 42–47.
- [6] Barak S., Kaplan J., Rosenblum J.: *The use of the CO2 laser in oral and maxillofacial surgery*. J. Clin. Laser Med. Surg., 1990, 8, 69.
- [7] Beresin V., Schliesser F.: *The neutral zone in complete dentures*. J. Prosthet., 1976, 36, 356.
- [8] Będziński R.: *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane*. Wrocław 1997.
- [9] Błaszczak J.W.: *Biomechanika kliniczna*. Warszawa 2004.
- [10] Braun S. i wsp.: *A study of bite force, part I: Relationship to various physical characteristics*. Angle Orthod., 1995, 65(5), 367–372.
- [11] Candelas Zuccolotto M.C. i wsp.: *Electromyographic evaluation of masseter and anterior temporalis muscles in rest position of edentulous patients with temporomandibular disorders, before and after using complete dentures with sliding plates*. Gerodontology, 2007, 24, 105–110.
- [12] Carlsson G.E.: *Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures*. J. Prosthet. Dent., 1998, 79, 17–23.
- [13] Chladek W., Karasiński A., Lipski T.: *Badania sił zgryzu w zależności od wielkości rozwarcia żuchwy*. Annales Academiae Medicae Silesiensis, 1998, No. 26, 52–57.
- [14] Chladek W.: *System modelowania wybranych stanów mechanicznych żuchwy ludzkiej*. Rozprawa habilitacyjna. Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, Gliwice 2000.
- [15] Chladek W., Lipski T., Karasiński A.: *Experimental evaluation of occlusal forces*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2001, Vol. 3, No. 1.
- [16] Chladek W., Karasiński A., Mol M., Lipski T., Kokot T.: *Przykłady zastosowania symulacji komputerowej do oceny sił występujących podczas zwarcia centralnego*. Protet. Stomatol., 2003, LIII, 4, 196–202.
- [17] Chladek W.: *Biomechanika inżynierska narządu żucia – zagadnienia wybrane*. Gliwice 2008.
- [18] Chladek W., Kasperski J. (red.): *Biomateriały i mechanika w stomatologii – eksperyment naukowy*. Monografia, Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej, Zabrze 2010.

- [19] Douglas Ch., Shih A., Ostry L.: *Will there be need for complete dentures in the United States in 2020?* J. Prosth. Dent., 2002, 87, 5–8.
- [20] Erhardson S., Sheikholeslam A., Forsberg C.H., Lockowandt P.: *Vertical forces developed by the jaw elevator muscles during unilateral maximal clenching and their distribution on teeth and condyles.* Swedish Dental Journal, 1993, No. 17(1–2), 23–24.
- [21] Ferrario V.F., Sforza C., Dellavia C., Tartaglia G.M.: *Evidence of an influence of asymmetrical occlusal interferences on the activity of the sternocleidomastoid muscle.* J. Oral Rehabil., 2003, 30, 1, 34–40.
- [22] Ferrario V.F., Sforza C.: *Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides.* J. Prosthet. Dent., 1994, 72 (2), 169–76.
- [23] Fisher S.E., Frame J.W., Browne R.M., Tranter R.M.D.: *A comparative histological study of wound healing following CO₂ laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa.* Arch. Oral Biol., 1983, 28, 287–91.
- [24] Flynn M.B. i wsp.: *Use of carbon dioxide laser for the treatment of premalignant lesion of the oral cavity.* J. Surg. Oncol., 1988, 37, 232–236.
- [25] Frączak B., Kubrak J., Frączak P.: *Przyczyny niepowodzeń w leczeniu protetycznym pacjentów z bezzębkiem.* Stomatologia Współczesna, 1997, 4, 2–7.
- [26] Garret N.R., Kaurich M., Perez P., Kapur K.K.: *Masseter muscle activity in denture wearers with superior and poor masticatory performance.* J. Prosthet. Dent., 1995, 74, 628–636.
- [27] Gibbs C.H. i wsp.: *Limits of human bite strength.* Journal of Prost. Dent., 1986, Vol. 56, nb 2, 226–229.
- [28] Gidzińska-Głodkowska M., Kochańska B., Witek E., Cackowska-Lass A.: *Nowa metoda rejestracji sił żucia z użyciem gnatodynamometru i programu komputerowego GNAT – doniesienie wstępne.* Czas. Stomat., 1997, L, 10, 647–651.
- [29] Gołębiewska M., Sierpińska T., Namiet D.: *Akceptacja protez u pacjentów w podeszłym wieku a stany emocjonalne.* Protet. Stomatol., 1997, XLVII, 2, 106–110.
- [30] Gołębiewska M.: *Wpływ użytkowania protez całkowitych na tkanki podłoża jamy ustnej.* Przegląd piśmiennictwa. Protet. Stomatol., 1999, XLVIX, 1, 19–23.
- [31] Grosfeldowa O. (red.): *Fizjologia narządu żucia.* Warszawa 1981.
- [32] Hambley R., Herbata P., Abell E.: *Wound healing of skin incision produced by ultrasonically vibrating knife, scalpel. Elektrosurgery and carbon dioxide laser.* Dermatol. Surg. Oncol., 1988, 14, 1213–1217.
- [33] Hammond J., Thompson J.C.: *Diagnosis of complete denture difficulties.* Dent. Update, 1982, 9, 35–40.
- [34] Hall R.: *The healing of tissue incised by a CO₂ laser.* Br. J. Surg., 1971, 58, 222–225.
- [35] Harvey W.L., Brada B.J.: *An update of a one-appointment master impression and jaw relation record technique.* Quintessence Int., 1992, 23, 8, 547–550.
- [36] Hausmanowa-Petrusewicz J.: *Zastosowanie elektromiografii w diagnostyce chorób mięśni.* Warszawa 1993.
- [37] Heydecke G., Vogeler M., Wolkewitz M., Türp J.C., Strub J.R.: *Simplified versus comprehensive fabrication of complete dentures: Patient ratings of denture satisfaction from a randomized crossover trial.* Quintessence International, 2008, Vol. 39, No. 2.
- [38] Hearle F.: *Chirurgiczne przygotowanie podłoża szczęki i żuchwy [w:] Protezy całkowite, L. Hupfauf (red.).* Wrocław 1994.
- [39] Hohmann A., Hielscher W.: *Protezy całkowite.* Warszawa 2000.
- [40] Ifteni G., Burlui V., Olaru C., Axinia D., Bahrim D.: *The terminal occlusal contacts of the edentulous patient with complete denture.* Rev. Med. Chir. Soc. Med. Nat. Iasi., 1999, 103(1–2), 195–197.
- [41] Ikebe K., Nokubi T., Ettinger R.L., Namba H., Tanioka N., Iwase K., Ono T.: *Dental status and satisfaction with oral function in a sample of community-dwelling elderly people in Japan.* Spec. Care Dentist., 2002, 22, 1, 33–40.

- [42] Iwanicka-Frankowska E., Wierzbińska M., Szatko F., Pierzynowska E., Zawadziński M.: *Stan zdrowia jamy ustnej polskiej populacji osób dorosłych w wieku 65–74 lata w ostatnim pięcioleciu*. Stomatologia Współczesna, 2003, 10, 6, 9–14.
- [43] Iwasaki M., Fujita S., Yoshida H., Inaba R., Iwata H.: *Relationship between biting force and the morphology of the maxilloface*. Nippon. Eiseigaku. Zasshi, 1995, 50(2), 683–692 (abstrakt).
- [44] Jacques M.: *Zastosowanie laserów CO₂ w stomatologii, wyniki kliniczne*. Mag. Stomat., 1992, 2, 3–4.
- [45] Jeganathan S., Payne J.A.: *Najczęstsze wady protez całkowitych*. Quintessence, 1994, II, 7–10.
- [46] Jundziłł-Bieniek E., Koczorowski R.: *Relationship between psychological factors and state of removable dentures in elderly people*. Dent. Med. Probl., 2008, 45, 2, 130–135.
- [47] Jundziłł – Bieniek E., Koczorowski R.: *Wpływ czynników psychologicznych i ogólnoustrojowych na adaptację ruchomych uzupełnień protetycznych u pacjentów w wieku starszym – przegląd piśmiennictwa*. Dental Forum, 2006, XXXIV, 2, 85–90.
- [48] Kasperski J., Chładek W., Karasiński A.: *Badanie podatności błony śluzowej u osób zadowolonych i niezadowolonych z użytkowania całkowitych protez żębowych*. Czas. Stomat., 2001, LIV, 3, 189–194.
- [49] Karasiński A., Kozłowska I., Krzysztofowicz-Olszańska M.: *Wpływ zastosowania metod polimeryzacji na stan zwarcia protez całkowitych*. Protet. Stomatol., 1999, XLVIX, 1, 32–36.
- [50] Karasiński A., Baron S., Kokot T.: *T-scan II system – urządzenie do komputerowej analizy zwarcia*. Protet. Stomatol., 2000, L, 2, 63–70.
- [51] Karkazis H.C., Kossioni A.E.: *Surface EMG activity of the masseter muscle in denture wearers during chewing of hard and soft food*. J. Oral. Rehabil., 1998, 25, 8–14.
- [52] Kerstein R.B., Wright N.R.: *Electromyographic and computer analyses of patient suffering from chronic myofascial pain/dysfunction syndrome: before and after treatment with immediate complete anterior guidance development*. J. Prosthet. Dent., 1991, 66, 5, 677–686.
- [53] Kerstein R.B., Grundset K.: *Obtaining Bilateral Simultaneous Occlusal Contacts With Computer Analyzed and Guided Occlusal Adjustments*. Quintessence Int., 2001, 32, 7–18.
- [54] Kerstein R.B., Wilkerson D.W.: *Locating the Centric Relation Prematurity with a Computerized Occlusal Analysis System*. Compend Contin. Educ. Dent., 2001, 6, 525–532.
- [55] Kerstein R.B.: *Current applications of computerized occlusal analysis in dental medicine*. Gen. Dent., 2001, Vol. 49, No. 5, 521–530.
- [56] Kiliaridis S., Kjellberg H., Wenneberg B., Engstrom C.: *The relationship between maximal bite force endurance and facial morphology during growth. A crosssectional study*. Acta Odontol. Scand., 1993, 51(5), 323–331.
- [57] Knychalska-Karwan Z.: *Stomatologia wieku podeszłego*, wyd. II. Lublin 2009.
- [58] Koczorowski R.: *Geroprotetyka – rekonstrukcje narządu żucia u osób starszych*, wyd. I, Otwock 2010.
- [59] Koczorowski R., Jundziłł-Bieniek E.: *Występowanie objawów depresyjnych u osób w wieku podeszłym i ich wpływ na adaptację do uzupełnień protetycznych*. Protet. Stomatol., 2009, LIX, 4, 236–241.
- [60] Kozłowski W., Gładkowski J.: *Próby określenia wpływu niektórych metod wyciskowych na kształtowanie tkanek bezzębnego podłoża pod płytą protezy*. Protet. Stomatol., 1983, XXXIII, 3, 163–167.
- [61] Kozłowski W., Golecka M., Kułakowska B.: *Leczenie protetyczne pacjentów z całkowitymi brakami uzębienia – wskazówki praktyczne*. Protet. Stomatol., 2009, LIX, 2, 95–103.
- [62] Kozłowski W., Leszek J.: *Możliwości adaptacyjne pacjentów do protez całkowitych – opis przypadku*. Protet. Stomatol., 2006, LVI, 1, 42–47.
- [63] Krysiński Z., Ludwiczak T.: *Miodynamiczne wyciski czynnościowe*. Pozn. Stomat., 1977, 165–170.

- [64] Krzak G., Schneider H.: *Zapotrzebowanie na leczenie protetyczne i opiekę stomatologiczną dla osób starszych*. Czas. Stomatol., 1980, XXXIII, 8, 739–741.
- [65] Kumagai H., Suzuki T., Hamada T., Sondang P., Fujitani H., Nikawa M.: *Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching*. J. Oral Rehabil., 1999, 26(12), 932–935.
- [66] Lipski T., Chladek W.: *Wartości sił zgryzu w zależności od wieku i płci*. Protet. Stomatol., 1997, XLVII, 5, 284–287.
- [67] Lipski T.: *Wpływ wybranych cech środowiska jamy ustnej na siły utrzymania całkowitej protezy dolnej przy zaniku wyrostków zębodołowych*. Rozprawa habilitacyjna, Śląska Akademia Medyczna w Katowicach, Katowice 2005.
- [68] Luomanen M.: *A comparative study of healing laser and scalpel incision wounds in rat oral mucosa*. Scand. J. Dent. Res., 1987, 95, 65–73.
- [69] Luomanen M., Meurman J.H., Lehto V.R.: *Extracellular matrix in healing CO₂ laser incision wound*. J. Oral. Pathol., 1987, 16, 322–331.
- [70] Łapuć M., Gołębowska M., Sierpińska T.: *Zastosowanie badań EMG i T-scan w diagnostyce pacjentów z dysfunkcją układu ruchowego narządu żucia*. Magazyn Stomatologiczny, 2008, 4.
- [71] Łukomska-Szymańska M., Suliborski S.: *Wpływ wykonywanych ruchów okluzyjnych na lokalizację kontaktów przedwczesnych. Badanie urządzeniem T-scan*. Poradnik Stomatologiczny, 2008, 1, 1–4.
- [72] Majewski S., Wiśniewska G.: *Kryteria kwalifikacji przypadków bezzębia jako proste i trudne*. Stomat. Kliniczna, 1991, T. XII, 47–51.
- [73] Majewski S., Wiśniewska G., Loster B.W., Majewski P.: *Możliwości korekty podłoża protetycznego przy użyciu lasera CO₂*. Prot. Stom., 1996, XLVI, 6, 383–388.
- [74] Majewski S., Majewski P., Wiśniewska G.: *Własne doświadczenia kliniczne ze stosowaniem lasera chirurgicznego CO₂ typ CTL-1401 w praktyce protetycznej*. Poradnik Stomatologiczny, 2002, 4, 8–11.
- [75] Majewski S.: *Koncepcje i normy okluzji w odniesieniu do uzębienia naturalnego i sztucznego*. Magazyn Stomatologiczny, 1996, nr 6(4), 15–17.
- [76] Majewski S.: *Propedeutyka klinicznej i laboratoryjnej protetyki stomatologicznej*. Warszawa 1997.
- [77] Majewski S.: *Psychologiczny aspekt interakcji lekarz–pacjent w leczeniu protetycznym*. Protet. Stomatol., 1985, XXXV, 1, 23–26.
- [78] Majewski S.: *Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej*. Kraków 2000.
- [79] Majewski S.: *Laserowa technika zabiegowa w praktyce protetycznej*. Magazyn Stomatologiczny, 2000, 3, 10–13.
- [80] Majewski S., Wiczorek A., Loster J.: *Analiza ruchów podczas żucia w warunkach normy fizjologicznej*. Protet. Stomatol., 2009, LIX, 6, 389–393.
- [81] Majewski S.: *Gnatofizjologia stomatologiczna*. Warszawa 2007.
- [82] Margielewicz J.: *Modelowanie numeryczne w rozpoznawaniu stanów biomechanicznych układu stomatognatycznego*. Monografia, Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej, Ząbrze 2010.
- [83] Marxkors R.: *O wyciskach czynnościowych przy użyciu Xantopren Function*. Protet. Stomatol., 1974, 24, 2, 129–132.
- [84] Mao J., Osborn J.: *Direction of a bite force determines the pattern of activity in jaw – closing muscles*. J. Dent. Res., 1994, 73(5), 112–120.
- [85] McCord J., Grand A.: *Complete dentures. An introduction*. Brit. Dent. J., 2000, 188, 7–12.
- [86] Meyer C., Kahn J., Lambert A., Boutemy P., Wilk A.: *Development of a static simulator of the mandible*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2000, 28, 278–286.

- [87] Michalski W., Kociubiński A., Duk M., Zyska T.: *Przyrząd do elektronicznego pomiaru siły zgryzu własnej konstrukcji*. Protet. Stomatol., 2011, LXI, 1, 37–42.
- [88] Mohl N., Zarb G., Carlsson G., Rugh J.: *A textbook of occlusion*. Chicago 1991.
- [89] Nabeshima F., Tosa I., Tanaka M., Kawazoe T.: *Quantitative analysis of occlusal balance in intercuspal position using T-scan System*. Int. J. Prosthodont., 1994, 7, 62–67.
- [90] Nałęcz M. (red): *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna*. 2000, t. 5: Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacji, Warszawa 2004.
- [91] Nawrocka-Furmanek J., Mierzwińska-Nastalska E.: *Badania ankietowe funkcji żucia w grupie pacjentów z częściowymi brakami uzębienia w zależności od stanu uzębienia*. Protet. Stomatol., 2009, LIX, 4, 266–272.
- [92] Nawrocka-Furmanek J., Mierzwińska-Nastalska E.: *Obiektywna ocena wydolności żucia w zależności od stanu uzębienia w grupie pacjentów z częściowymi brakami*. Protet. Stomatol., 2009, LIX, 2, 74–85.
- [93] Nekora-Azak A., Evlioglu G., Zdemir-Karatas M.O., Keskin H.: *Use of biofunctional prosthetic system following partial maxillary resection: a clinical report*. Journal of Oral Rehabilitation 2005, 32, 693–695.
- [94] Newton J., Yemm R., Abel R., Menhinick S.: *Changes in human jaw muscles with age and dental state*. Gerodontology, 1993, 10(1), 16–22.
- [95] Nęcka A.: *Zmiana czynności mięśni w układzie stomatognatycznym w różnych sytuacjach klinicznych w świetle badań elektromiograficznych – przegląd piśmiennictwa*. Dent. Med. Probl., 2006, 43, 1, 115–119.
- [96] Nicolas E., Veyrune J.L., Lassauzay C., Peyron A., Hennequin M.: *Validation of video versus electromyography for chewing evaluation of the elderly wearing a complete denture*. Journal of Oral Rehabilitation, 2007, 34; 566–571.
- [97] Nitsche I.: *Geriatric oral health issues in Germany*. Int. Dental J., 2001, 51, 237–246.
- [98] Okoński P.: *Zastosowanie Biofunkcjonalnego Systemu Protetycznego (BPS) w rehabilitacji narządu żucia u pacjentów bezzębnych*. Protet. Stomatol., 2002, 52, 223–227.
- [99] Omar M., McEwen D., Ogston A.: *A test for occlusal function. The value of masticatory efficiency test in the assessment of occlusal function*. Br. J. Orthodont., 1987, 14, 85–90.
- [100] Panek H., Dobosz A., Sosna-Gramza M., Napadłek P.: *Analiza dolegliwości zgłaszanych przez pacjentów dotyczących przeszłości protetycznej*. Dent. Med. Probl., 2004, 41, 3, 489–498.
- [101] Panek H., Sobolewska A., Nowakowska D., Panek B., Sobolewski J.: *Analiza obciążeń okluzyjnych w obecności eksperymentalnych zaburzeń okluzji*. Protet. Stomatol., 2005, LV, 4, 249–257.
- [102] Panek H.: *Zastosowanie systemów komputerowych w diagnostyce zaburzeń funkcjonalnych narządu żucia*. Protet. Stomatol., 2003, LIII, 2, 77–84.
- [103] Paphangkorakit J., Osborn J.W.: *Effects on human maximum bite force of biting on a softer or harder object*. Archives of Oral Biology, 1998, No. 43(110), 833–839.
- [104] Piancino M.G., Farina D., Talpone F., Castroflorio T., Gassino G., Margarino V., Bracco P.: *Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers*. J. Oral Rehabil., 2005, 32, 863–870.
- [105] Pihut M.: *Wpływ stosowania czasowych szyn okluzyjnych na biomechaniczne warunki żucia w leczeniu zaburzeń czynnościowych US*. Rozprawa doktorska, Kraków 2001.
- [106] Pihut M., Wiśniewska G., Majewski S.: *Ocena skuteczności relaksacji wybranych mięśni żucia pod wpływem stosowania szyn okluzyjnych za pomocą badań elektromiograficznych*. Czas. Stomatol., 2007, LX, 7, 473–482.
- [107] Pihut M., Wiśniewska G., Loster J., Wiczorek A.: *Wpływ stosowania czasowych szyn okluzyjnych na biomechaniczne warunki żucia w leczeniu zaburzeń czynnościowych układu stomatognatycznego*. Nowoczesny Technik Dentystyczny, 2007, 124–131.

- [108] Pihut M., Wiśniewska G., Majewski Sz.: *Ocena asymetrii napięcia mięśni żwaczowych u pacjentów z zespołem zaburzeń czynnościowych narządu żucia*. Implantoprotetyka, 2011, 1–2, 61–65.
- [109] Pogrel M.A.: *The carbon on dioxide laser in soft tissues preprosthetic surgery*. J. Prosthet. Dent., 1989, 61, 203–208.
- [110] Pokora L.: *Lasery w stomatologii*. Warszawa 1992.
- [111] Prośba-Mackiewicz M.: *Własna metoda leczenia protetycznego bezzębia (IV typ według Supplego) opracowana na podstawie badań klinicznych, morfometrycznych i immunohistochemicznych*. Rozprawa habilitacyjna, Akademia Medyczna w Gdańsku, 2002.
- [112] Prośba-Mackiewicz M., Hebel-Różańska J., Mackiewicz J.: *Bólowy zespół dysfunkcji narządu żucia u chorych bezzębnych leczonych protetycznie*. Protet. Stomatol., 2008, LVIII, 4, 241–246.
- [113] Reza Moini M., Neff P.A.: *Reproducibility of occlusal contacts utilizing a computerized Instrument*. Quintessence International, 1991, 5, Vol. 22, 357–340.
- [114] Rodrigo G., Regalo S.C.H.: *Using overdenture on implants and complete dentures: effects on postural maintenance of masticatory musculature*. Braz. J. Oral Sci., 2008, Vol. 7, No. 25.
- [115] Romanowicz M., Drobnik K.: *Pozastomatologiczne przyczyny braku adaptacji i akceptacji protez całkowitych u pacjentów leczonych protetycznie (przegląd piśmiennictwa)*. Protet. Stomatol., 2005, LV, 2, 111–115.
- [116] Rosak P., Kasperski J.: *Relacje między siłami okluzyjnymi a akceptacją dolnych protez całkowitych. Analiza wpływu wybranych parametrów na siły okluzyjne*. Protet. Stomatol., 2010, LX, 4, 294–298.
- [117] Schumacher G.H.: *Anatomie für Stomatologen – Lehrbuch und Atlas*. Leipzig 1984.
- [118] Schaffer T.: *Bioczynnościowy System Protetyczny (część I)*. Stomatologia Współczesna, 1994, 5, 377–382.
- [119] Schaffer T.: *Bioczynnościowy System Protetyczny (część II)*. Stomatologia Współczesna, 1995, vol. 2, nr 1, 49–58.
- [120] Schaffer T.: *Bioczynnościowy System Protetyczny (część III)*. Stomatologia Współczesna, 1995, vol. 2, nr 2, 137–151.
- [121] Schaffer T.: *Bioczynnościowy System Protetyczny (część IV)*. Stomatologia Współczesna, 1995, vol. 2, nr 3, 251–260.
- [122] Scott B.J.J., Forgiel A.H., Davis D.M.: *A study to compare the oral health impact profile and satisfaction before and after having replacement complete dentures constructed by either the copy or the conventional technique*. Gerodontology, 2006, 23, 79–86.
- [123] Shanahan T.: *Physiologic jaw relation and occlusion of complete dentures*. J. Prosthet. Dent., 2004, 91, 203–208.
- [124] Sheppard I.M., Schwartz L.R., Sheppard S.M.: *Oral status of edentulous and complete denture wearing patients*. J. Am Dent. Assoc., 1971, 83, 614–620.
- [125] Sierpińska T., Namiot D., Gołębowska M., Kobierska A.: *Analiza przyczyn niezadowolenia z protez ruchomych osiadających u pacjentów w podeszłym wieku*. Protet. Stomatol., 1996, XLVI, 5, 281–285.
- [126] Sierpińska T., Pakieła G., Gołębowska M.: *Przebieg adaptacji do nowych protez całkowitych w aspekcie zmiany warunków zwarciowo-artykulacyjnych*. Protet. Stomatol., 2005, LV, 4, 258–262.
- [127] Sierpińska T., Pakieła G., Gołębowska M.: *Związek między warunkami zwarciowo-artykulacyjnymi określonymi w badaniach T-scan II system a zdolnością rozdrabniania pokarmu*. Protet. Stomatol., 2004, LIV, 4, 219–223.
- [128] Sierpińska T., Pakieła G., Gołębowska M.: *Czy protezy całkowite zapewniają pacjentowi dostateczne przywrócenie utraconej funkcji żucia?* Protet. Stomatol., 2006, LVI, 2, 118–122.

- [129] Sierpińska T., Kuć J., Gołębiwska M.: *Ocena parametrów morfologicznych twarzoczaszki u osób bezzębnych podczas wymiany protez całkowitych*. Protet. Stomatol., 2008, LVIII, 4, 227–234.
- [130] Sierpińska T., Kuć J., Gołębiwska M., Kaczyńska H.: *Ocena parametrów czynnościowych u osób bezzębnych podczas wymiany protez całkowitych*. Protet. Stomatol., 2008, LVIII, 4, 235–240.
- [131] Slavicek R.: *The masticatory organ*. Klosterneuburg 2002.
- [132] Smith T., Thomson J., Lee W.: *Patient response to dental laser treatment, a preliminary report*. CDAJ, 1991, 19, 37–41.
- [133] Spiechowicz E.: *Dylematy współczesnej rehabilitacji protetycznej*. Protet. Stomatol., 2006, LVI, 3, 175–185.
- [134] Spiechowicz E.: *Protetyka Stomatologiczna*. Warszawa 2008.
- [135] Spiechowicz E., Bączkowski B., Wojtyńska E.: *Wyciski czynnościowe do protez całkowitych dolnych*. Protet. Stomatol., 2011, LXI, 3, 172–180.
- [136] Stendera P., Grzesiewska J., Rusiniak-Kubik K.: *Kliniczna ocena wskazań do chirurgicznego przygotowania bezzębnej jamy ustnej do leczenia protetycznego*. Protet. Stomatol., 1995, XLV, 3, 130–134.
- [137] Sutton A.F., Worthington H.V., McCord J.F.: *RCT Comparing Posterior Occlusal Forms for Complete Dentures*. J. Dent. Res. 86(7), 2007, 651–655.
- [138] Takahashi S., Kuribayashi G., Ono T., Ishiwata Y., Kuroda T.: *Modulation of masticatory muscle activity by tongue position*. Angle Orthod., 2004, 75, 35–39.
- [139] Throckmorton G.S., Buschang P.H., Ellis E.: *Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1996, No. 54(9), 1080–1086.
- [140] Throckmorton G.S., Ellis E., Buschang P.H.: *Morphologic and biomechanical correlates with maximum bite forces in orthognathic surgery patients*. J. Oral Maxillofac. Surg., 2000, 58(5), 515–524.
- [141] Uchida T., Takahashi Y., Murakami T., Hayakawa I.: *A study on evaluation methods of masticatory ability for complete denture wearers-correlation between evaluation using a questionnaire and masticatory performance*. Journal of the Stomatological Society, 2002, 69, 3: 188–193.
- [142] Walls A., Steele J.: *Geriatric oral health issues in the United Kingdom*. Inter. Dent. J., 2001, 51, 1830–1887.
- [143] Walter M., Tomomatsu M.: *Computer assisted occlusal diagnosis in complete dentures*. ZWR, 1990, 99(12), 966–968.
- [144] Waltimo A., Nystrom M., Kononen M.: *Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition*. Scand. J. Dent. Res., 1994, 102(2), 92–96.
- [145] Waltimo A., Kononen M.: *Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients*. Acta Odontology Scandinavica, 1995, No. 53(4), 254–258.
- [146] Wang M.-Q., Xue F., Chen J., Fu K., Cao Y. & Raustia A.: *Evaluation of the use of and attitudes towards a face-bow in complete denture fabrication: a pilot questionnaire investigation in Chinese prosthodontists*. Journal of Oral Rehabilitation, 2008, 35, 677–681.
- [147] Weijjs W.A., van Spronsen P.: *Variation in adult human jaw muscle size computer models predicting the biomechanical consequence of the variation*. In: Davidowitch Z. (ed), *The biological Mechanisms of Tooth Movement and Craniofacial Adaptation*. Ohio 1992, 549–557.
- [148] Wieczorek A.: *Najczęściej występujące objawy kliniczne zaburzeń czynnościowych u pacjentów użytkujących protezy całkowite*. Protet. Stomatol., 2005, LV, 4, 263–266.
- [149] Wiśniewska G.: *Fiksacja i stabilizacja protez całkowitych czynniki kliniczne i laboratoryjne warunkujące te cechy*. Stomat. Kliniczna, 1984–1985, VII, 73–78.

- [150] Wiśniewska G.: *Kryteria oceny anatomiczno-fizjologicznych warunków podłoża protetycznego oraz przegląd klasyfikacji bezzębnej jamy ustnej*. Protet. Stomatol., 1989, XXXIX, 4, 161–165.
- [151] Wiśniewska G.: *Przegląd współcześnie obowiązujących teorii ustawiania zębów w protezach całkowitych*. Protet. Stomatol., 1989, XXXIX, 4, 166–171.
- [152] Wiśniewska G., Loster B.W., Majewski S.: *Metoda zastosowania lasera CO₂ do korekty podłoża protetycznego bezzębnej jamy ustnej*. Czas. Stomat., 1997, L 4, 286–290.
- [153] Wiśniewska G., Majewski S., Loster B.W.: *Kliniczna ocena stosowania lasera CO₂ do przedprotetycznej korekty tkanek miękkich na podstawie własnych sześcioletnich obserwacji*. Protet. Stomatol., 2002, LII, 2, 69–75.
- [154] Wojda M., Grzelak M., Spiechowicz E., Mierzwińska-Nastalska E.: *Ocena wyników leczenia pacjentów z zastosowaniem akrylowych protez ruchomych prowadzonego w ramach Narodowego Funduszu Zdrowia*. Protet. Stomatol., 2010, LX, 1, 28–322.
- [155] Wojtyńska E., Bączkowski B., Kucharski Z., Mierzwińska-Nastalska E., Spiechowicz E.: *Wpływ środka adhezyjnego Corega Fix & Fest na jakość użytkowania protez całkowitych*. Protet. Stomatol., 2004, LIV, 2, 115–122.
- [156] Wrzosek A., Popowski W., Moreń A., Krzywicki D., Wychowański P., Wojtowicz A.: *Porównanie procesu gojenia tkanek miękkich jamy ustnej po zabiegach z użyciem skalpela i wiązki lasera CO₂ z uwzględnieniem śródzabiegowej oceny poziomu komfortu u pacjenta*. Implantoprotetyka, 2010, XI, nr 2–3, 50–55.
- [157] Zarb G. i wsp.: *Bouchers Prosthodontic treatment for edentulous patients*. St. Louis 1990.

SPIS RYCIN

Ryc. 1. Rozkład obciążeń na łuku zębowym w wersji 2D	25
Ryc. 2. Rozkład obciążeń na łuku zębowym w wersji 3D	25
Ryc. 3. Wykres graficzny narastania i zmiany relacji sił okluzyjnych między prawą i lewą stroną łuku zębowego	26
Ryc. 4. Przetwornik analogowy	27
Ryc. 5. Elektrody powierzchniowe	27
Ryc. 6. Lokalizacja elektrod powierzchniowych	28
Ryc. 7. Zapis elektropotencjałów w formie numerycznej	28
Ryc. 8. Zapis elektropotencjałów w formie graficznej	28
Ryc. 9. Siłomierz	29
Ryc. 10. Jednorazowe płytki z odbitymi zagłębieniami	29
Ryc. 11. Sposób wykonywania pomiaru	30
Ryc. 12. Laser CO ₂ , model CTL-1401	31
Ryc. 13. Nośnik zwarcia (<i>centric tray</i>)	34
Ryc. 14. Pobieranie wycisku za pomocą nośnika zwarcia	35
Ryc. 15. Nośnik zwarcia z wyciskiem po wyjęciu z jamy ustnej	35
Ryc. 16. Odlane modele w ułożeniu ustalonym za pomocą wycisku wykonanego na nośniku zwarcia	35
Ryc. 17. Umieszczanie modeli w artykulatorze Stratos 300	35
Ryc. 18. Odległość międzyszczękowa	36
Ryc. 19. Łyżki indywidualne	36
Ryc. 20. Konstrukcja gnatometru M	36
Ryc. 21. Gnatometr zamontowany do łyżek indywidualnych	36
Ryc. 22. Wyciski czynnościowe	37
Ryc. 23. Zamontowany łuk twarzowy UTS	37
Ryc. 24. Płytki rejestrujące zamontowane w gnatometrze	37
Ryc. 25. Wewnątrzrustna rejestracja zwarcia	37
Ryc. 26. Wykreślony łuk gotycki na płycie rejestrującej	38
Ryc. 27. Rejestracja położenia łyżek indywidualnych z wyciskami czynnościowymi za pomocą masy	38

Ryc. 28. Pacjentka B.W. 1. 75, bezzębie szczęki i zuchwy, trudne warunki podłoża protetycznego. Na zdjęciu przedstawiono przebieg przedprotetycznych zabiegów korygujących w zakresie szczęki, tj. pogłębienie przedsionka jamy ustnej techniką laserową (westibuloplastyka) z następowym formowaniem tkanek przy użyciu dotychczas stosowanej protezy z jej podścieleniem materiałem do biologicznej odnowy na okres gojenia pozabiegowego. A. Stan przed zabiegiem westibuloplastyki. B. Pierwszy etap zabiegu westibuloplastyki wykonany laserem CO ₂ . C. Podścielona proteza masą elastyczną spełniająca funkcję opatrunku formującego gojące się tkanki. D. Stan po wygojeniu – widoczne pogłębienie przedsionka i znaczne powiększenie zasięgu pola protetycznego z uwydatnionym wyrostkiem żębodołowym	42
Ryc. 29. Dolegliwości bólowe występujące w trakcie zabiegów wykonywanych laserem CO ₂	43
Ryc. 30. Dolegliwości bólowe występujące w trakcie gojenia się rany po zabiegu laserem CO ₂	43
Ryc. 31. Wykres ilustrujący prawidłowość zasięgu płyty protezy górnej (opis w tekście)	46
Ryc. 32. Wykres ilustrujący prawidłowość zasięgu płyty protezy dolnej (opis w tekście)	46
Ryc. 33. Wykres ilustrujący retencję protezy górnej (opis w tekście)	47
Ryc. 34. Wykres ilustrujący stabilizację protezy dolnej (opis w tekście)	48
Ryc. 35. Wyniki subiektywnej oceny leczenia z zastosowaniem protez wykonanych według procedury tradycyjnej po 3-miesięcznym okresie ich użytkowania	49
Ryc. 36. Wyniki subiektywnej oceny leczenia z zastosowaniem protez wykonanych według procedury zmodyfikowanej po 3-miesięcznym okresie ich użytkowania	50
Ryc. 37. Porównanie wyników subiektywnej oceny żucia po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach	51
Ryc. 38. Porównanie wyników subiektywnej oceny funkcji mowy po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach	51
Ryc. 39. Porównanie wyników subiektywnej oceny estetyki po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach	51
Ryc. 40. Porównanie wyników subiektywnej oceny procesów adaptacyjnych po 3-miesięcznym okresie użytkowania protez w obu grupach	52
Ryc. 41. Wykres średnich wartości czasu okluzji w kolejnych badaniach	54
Ryc. 42. Porównanie czasu okluzji testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	55
Ryc. 43. Procentowy udział strony prawej i lewej łuku żębowego w wyzwaniu siły maksymalnej przedstawiony graficznie	55
Ryc. 44. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej w poszczególnych badaniach testem ANOVA Friedmana	56

Ryc. 45. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	57
Ryc. 46. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie lewej w poszczególnych badaniach testem ANOVA Friedmana	57
Ryc. 47. Porównanie rozkładu sił okluzyjnych po stronie lewej testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	58
Ryc. 48. Porównanie różnicy rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej i lewej testem ANOVA Friedmana w poszczególnych badaniach	59
Ryc. 49. Porównanie różnicy rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej i lewej testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	60
Ryc. 50. Różnice udziału prawej i lewej strony łuku zębowego w wyzwaniu maksymalnej siły (przedstawione w formie graficznej)	60
Ryc. 51. Opis w tekście	61
Ryc. 52. Opis w tekście	61
Ryc. 53. Zbiorcze zestawienie średnich wartości potencjałów elektrycznych mięśni żwaczy i skroniowych w poszczególnych badaniach	61
Ryc. 54. Średnie wartości potencjałów prawych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach	62
Ryc. 55. Wykres średnich wartości potencjałów prawych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach	63
Ryc. 56. Porównanie wielkości potencjałów prawych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	64
Ryc. 57. Średnie wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach	64
Ryc. 58. Wykres średnich wartości potencjałów lewych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach	65
Ryc. 59. Porównanie wielkości potencjałów lewych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	66
Ryc. 60. Średnie wartości potencjałów elektrycznych prawych mięśni skroniowych w poszczególnych badaniach	66
Ryc. 61. Wykres średnich wartości potencjałów prawych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach	67
Ryc. 62. Porównanie wielkości potencjałów prawych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	68
Ryc. 63. Średnie wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach	68
Ryc. 64. Wykres średnich wartości potencjałów lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach	69
Ryc. 65. Porównanie wielkości potencjałów lewych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	70
Ryc. 66. Różnice między średnimi wartościami potencjałów mięśni po stronie prawej i lewej (w μV)	71

Ryc. 67. Porównanie różnicy potencjałów prawych i lewych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (w kolejnych badaniach)	71
Ryc. 68. Porównanie różnicy wielkości potencjałów prawych i lewych mięśni żwaczy testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	72
Ryc. 69. Porównanie różnicy wielkości potencjałów prawych i lewych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między poszczególnymi badaniami)	73
Ryc. 70. Porównanie różnicy wielkości potencjałów prawych i lewych mięśni skroniowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	74
Ryc. 71. Średnie wartości sił zgryzowych zmierzone w okolicy zębów siecznych w kolejnych badaniach	75
Ryc. 72. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych w poszczególnych badaniach uzyskanych na zębach siecznych testem ANOVA Friedmana	75
Ryc. 73. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach siecznych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	76
Ryc. 74. Średnie wartości sił zgryzowych uzyskane na prawych zębach trzonowych w kolejnych badaniach	77
Ryc. 75. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych w poszczególnych badaniach uzyskanych na prawych zębach trzonowych testem ANOVA Friedmana	77
Ryc. 76. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na prawych zębach trzonowych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	78
Ryc. 77. Średnie wartości sił zgryzowych uzyskane na lewych zębach trzonowych w kolejnych badaniach	79
Ryc. 78. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych w poszczególnych badaniach uzyskanych na lewych zębach trzonowych testem ANOVA Friedmana	79
Ryc. 79. Porównanie wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych lewych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	80
Ryc. 80. Zbiorcze zestawienie średnich wartości sił zgryzowych w kolejnych badaniach	81
Ryc. 81. Średnie wartości różnic sił zgryzowych na zębach trzonowych prawej i lewej strony łuku zębowego w kolejnych badaniach	81
Ryc. 82. Porównanie różnicy wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych prawych i lewych w poszczególnych badaniach testem ANOVA Friedmana	82
Ryc. 83. Porównanie różnicy wartości średnich sił zgryzowych uzyskanych na zębach trzonowych prawych i lewych testem ANOVA Friedmana (między badaniem I i IV)	83
Ryc. 84. Porównanie zasięgu płyty protezy dolnej wykonanej według procedury standardowej (u góry) i zmodyfikowanej (na dole)	87
Ryc. 85. Opis w tekście	90
Ryc. 86. Opis w tekście	90

SPIS TABEL

Tabela I. Zestawienie rodzaju i liczby zabiegów wykonanych laserem CO ₂	42
Tabela II. Liczba i rodzaj korekt wykonywanych w obu grupach badanych pacjentów w ciągu 3-miesięcznego użytkowania	45
Tabela III. Porównanie zasięgu płyty protezy górnej i dolnej w obu grupach badanych	45
Tabela IV. Porównanie zasięgu płyty protezy górnej w obu grupach badanych	45
Tabela V. Porównanie zasięgu płyty protezy dolnej w obu grupach badanych	45
Tabela VI. Porównanie retencji protezy górnej i stabilizacji protezy dolnej w obu grupach badanych po 3-miesięcznym użytkowaniu	47
Tabela VII. Porównanie retencji protezy górnej w obu grupach badanych	47
Tabela VIII. Porównanie stabilizacji protezy dolnej w obu grupach badanych	48
Tabela IX. Wyniki subiektywnej oceny leczenia dokonanej przez pacjentów po 3-miesięcznym użytkowaniu protez	49
Tabela X. Średnie wartości czasu okluzji uzyskane w kolejnych badaniach	53
Tabela XI. Poziom istotności dla czasu okluzji	53
Tabela XII. Poziom istotności występujący między poszczególnymi badaniami	54
Tabela XIII. Parametry komputerowej analizy zwarcia – udział poszczególnych stron łuku zębowego w wyzwaniu maksymalnej siły nacisku na czujnik	56
Tabela XIV. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej między kolejnymi badaniami	58
Tabela XV. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla rozkładu sił okluzyjnych po stronie lewej między kolejnymi badaniami	58
Tabela XVI. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla różnicy rozkładu sił okluzyjnych po stronie prawej i lewej między kolejnymi badaniami	59
Tabela XVII. Porównanie wartości średnich potencjałów elektrycznych mięśni żwaczy i skroniowych (wartości podane w μV)	62
Tabela XVIII. Poziom istotności w teście <i>post hoc</i> Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych prawych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach	63

Tabela XIX. Poziom istotności w teście <i>post hoc</i> Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni żwaczy w kolejnych badaniach	65
Tabela XX. Poziom istotności w teście <i>post hoc</i> Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych prawych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach	67
Tabela XXI. Poziom istotności w teście <i>post hoc</i> Tukeya dla wartości potencjałów elektrycznych lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach	69
Tabela XXII. Średnie różnice między wartościami potencjałów strony prawej i lewej dla mięśni żwaczy i skroniowych (w μV)	70
Tabela XXIII. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla różnicy wartości potencjałów elektrycznych między prawymi i lewymi mięśniami żwaczami w kolejnych badaniach	72
Tabela XXIV. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla różnicy wartości potencjałów elektrycznych prawych i lewych mięśni skroniowych w kolejnych badaniach	73
Tabela XXV. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla wartości sił zgryzowych uzyskiwanych na zębach siecznych między kolejnymi badaniami	76
Tabela XXVI. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla wartości sił zgryzowych na prawych zębach trzonowych między kolejnymi badaniami	78
Tabela XXVII. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla wartości sił zgryzowych na lewych zębach trzonowych między kolejnymi badaniami	80
Tabela XXVIII. Średnie wartości sił zgryzowych okolicy zębów siecznych, prawych i lewych zębów trzonowych uzyskane w kolejnych badaniach	81
Tabela XXIX. Poziom istotności w teście kolejności par Wilcozona dla różnicy wartości sił zgryzowych zmierzonych na prawych i lewych zębach trzonowych między kolejnymi badaniami	82

ISBN 978-83-233-3283-1



9 788323 332831